

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Qualitative und quantitative Randanalyse  
von Klasse – II – Kavitäten experimenteller  
Füllungswerkstoffe unter Verwendung der selektiven  
Schmelzätzung und des selbstätzenden Verfahrens am  
Rasterelektronenmikroskop:  
Eine in-vitro Studie**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Florian Nagler

aus Straubing

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Andreas Fottner

Mitbetreuung durch die  
promovierte Mitarbeiterin: Dr. Indra Nyamaa

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 07.05.2020

Für meinen Vater †

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	vi
Tabellenverzeichnis.....	viii
Abbildungsverzeichnis.....	ix
1 Einleitung.....	1
2 Literaturübersicht.....	4
2.1 Adhäsivtechnik .....	4
2.1.1 Säure-Ätz-Technik .....	4
2.1.2 Haftung am Schmelz.....	6
2.1.3 Haftung am Dentin .....	7
2.1.4 Scotchbond™ Universal Etchant mit Scotchbond™ Universal Adhesive.....	10
2.2 Entwicklung der Kompositmaterialien .....	11
2.2.1 Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative .....	17
2.2.2 Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative.....	18
2.2.3 Filtek™ One Bulk Fill Restorative.....	19
3 Zielsetzung.....	21
4 Material und Methode .....	22
4.1 Übersicht über die Materialien: .....	22
4.2 Probenvorbereitung und Zahnauswahl.....	23
4.3 Herstellungsphase der Klasse-II-Kavitäten und Restaurationen .....	23
4.3.1 Probenpräparation .....	23
4.3.2 Kavitätenkonditionierung.....	27
4.3.3 Applikation des Dentinadhäsivs .....	27
4.3.4 Applikation des Kompositmaterials .....	27
4.3.5 Ausarbeitung und Politur .....	28
4.4 Wasserlagerung.....	29
4.5 Abdrucknahme .....	29
4.6 Replikaherstellung.....	30
4.7 Thermische Wechselbelastung .....	31
4.8 Kausimulation.....	31
4.9 Qualitative und quantitative Randanalyse .....	32
5 Ergebnisse .....	34
5.1 Allgemeines .....	34
5.2 Statistisches Verfahren.....	35

5.3	Deskriptive Statistik.....	35
5.3.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-0.....	35
5.3.2	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-1.....	35
5.3.3	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-2.....	36
5.3.4	Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-0 .....	36
5.3.5	Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-1 .....	37
5.3.6	Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-2 .....	37
5.4	Varianzanalyse.....	38
5.4.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten .....	38
5.4.2	Dentinbegrenzter approximaler Kasten.....	40
5.5	Grafische Darstellung der Ergebnisse .....	41
6	Diskussion.....	45
6.1	In-vitro Untersuchung.....	45
6.2	Untersuchungsmethode.....	45
6.3	Diskussion der Ergebnisse .....	48
6.4	Material und Methode .....	52
6.4.1	Kavitätenpräparation .....	52
6.4.2	Fülltechnik .....	53
6.4.3	Lichtpolymerisation.....	54
6.4.4	Ausarbeitung und Politur .....	55
6.4.5	Wasserlagerung.....	56
6.4.6	Thermo-mechanische Belastungs- und Alterungssimulation .....	56
6.4.7	Replikatechnik und quantitative Randanalyse .....	58
7	Zusammenfassung.....	60
8	Anhang .....	63
8.1	Material Dokumentation.....	63
8.2	Bilddokumentation der Arbeitsschritte .....	65
9	Literaturverzeichnis.....	71
10	Danksagung .....	80
11	Eidesstattliche Versicherung .....	81
12	Curriculum vitae.....	82

## Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bezeichnung
%	Prozent
®	nach US-amerikanischem Recht registrierte Marke
°C	Grad Celsius
µm	Mikrometer
3D	räumlich dreidimensional
4-META	4-Methacryloxyethyl-trimellitic-säure
Abb.	Abbildung
AFM	Addition-Fragmentation-Monomer
AG	Aktiengesellschaft
ANOVA	Varianzanalyse, Englisch „Analysis of Variance“
Artikelnr.	Artikelnummer
AUDMA	Aromatisches Urethandimethacrylat
Bd.	Band
Bis-EMA	Ethoxyliertes Bisphenol-A-dimethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
bzw.	Beziehungsweise
ca.	circa
Co.KG	Compagnie Kommanditgesellschaft
D	Dentin
DMA	Dimethacrylat
Dr.	Doktor
et al.	et alii beziehungsweise et aliae
etc.	et cetera
Gew.-%	Gewichtsprozent
GMA	Glycidylmethacrylat
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GPDM	Glycerophosphat-Dimethacrylat
H	Stunde
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Hz	Hertz

LMU	Ludwig-Maximilians-Universität München
mA	Milliampere
MDP	Methacryloyloxydecylhydrogenphosphat
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat
MikroCT	Mikrocomputertomographie
min	Minute, Minuten
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MW	statistischer Mittelwert
N	Newton
nm	Nanometer
OCT	optische Kohärenz-Tomographie, Englisch „Optical Coherence“
OH-Gruppe	Hydroxylgruppe
P	Seite, Englisch „Page“
PEG-DMA	Polyethylenglycol-dimethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
Prof.	Professor
REM	Rasterelektronenmikroskop
S	Sekunde
S	Schmelz
SA	statistische Standardabweichung
SZG	Schmelz-Zement-Grenze
TEGDMA	Triethylenglycol-dimethacrylat
™	Trademark
u.a.	unter anderem
UDMA	Urethandimethacrylat
USA	Vereinigte Staaten von Amerika USA
Vol.	Ausgabe, Englisch „Volume“
Z	Wurzelzement

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Materialien die in dieser Studie verwendet wurden .....	22
Tabelle 2: Gruppen die in dieser Studie verglichen wurden .....	26
Tabelle 3: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten nach 24 h Wasserlagerung.....	35
Tabelle 4: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten nach 7 Tagen Wasserlagerung.....	35
Tabelle 5: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten nach thermo-mechanischer Belastung....	36
Tabelle 6: Dentinbegrenzter approximaler Kasten nach 24 h Wasserlagerung.....	36
Tabelle 7: Dentinbegrenzter approximaler Kasten nach 7 Tagen Wasserlagerung.....	37
Tabelle 8: Dentinbegrenzter approximaler Kasten nach thermo-mechanischer Belastung.....	37



## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Kunzelmann, K.-H. 2000 (Quelle: Takahashi, R. et al. 2012): Schematische Darstellung der Lokalisation der approximalen Kästen der Klasse-II-Kavitäten: (a) Kavitätenseite, deren gingivaler Randbereich im Schmelz liegt; S: Schmelzrand der Kavitäten; (b) Kavitätenseite, deren gingivaler Randbereich im Dentin liegt; SD: Kombiniertes Schmelz-Dentinrand der Kavitäten; D: Dentinrand der Kavitäten; SZG: Schmelz-Zement-Grenze.....	24
Abbildung 2: Kavitätenpräparation: Die Klasse-II-Kavitäten wurden mit einem 1,5 mm über der Schmelz-Zement-Grenze gelegenen approximalen Kasten und einem 1,5 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze gelegenen approximalen Kasten präpariert. ....	25
Abbildung 3: CAD-Designskizze der individuell im 3D-Drucker hergestellten Abdruckformen für die Repliken. ....	30
Abbildung 4: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten. Die vertikalen Markierungen am oberen Ende der Balkendiagramme repräsentieren die Standardabweichung. Die oberen Balkenenden stehen für die Mittelwerte.....	39
Abbildung 5: Dentinbegrenzter approximaler Kasten. Dargestellt sind die dentinbegrenzten Randanteile. Die vertikalen Markierungen am oberen Ende der Balkendiagramme repräsentieren die Standardabweichung. Die oberen Balkenenden stehen für die Mittelwerte.	40
Abbildung 6: Dentinbegrenzter approximaler Kasten. Dargestellt sind die schmelzbegrenzten Randanteile. Die vertikalen Markierungen am oberen Ende der Balkendiagramme repräsentieren die Standardabweichung. Die oberen Balkenenden stehen für die Mittelwerte.	41
Abbildung 7: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Füllungsrandes oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze bei 200-facher Vergrößerungsstufe. Im Zuge der Abdrucknahme und Replikaherstellung besteht die Möglichkeit den Komposit- und Schmelzbereich zu identifizieren zwar nicht mehr, aufgrund der Lokalisation der Segmentaufnahme ist jedoch bekannt, dass sich die Füllung links des mittig verlaufenden Restaurationsrandes und der Schmelzbereich rechts davon befindet. Diese Einzelaufnahme zeigt einen typischen Randspalt größer als 1 µm und ist ein Teil der aus mehreren REM-Bildern zusammengeführten Gesamtkavität in Abbildung 9.....	42
Abbildung 8: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Füllungsrandes bei 200-facher Vergrößerung, die ein Randsegment zeigt, das als „Perfekter Rand“ klassifiziert wurde. Der Kompositanteil befindet sich auf der rechten Seite der vertikal verlaufenden Linie und der Zahnschmelz links davon. Diese helle vertikale Linie entspricht dem adhäsiven Verbund. ....	43

Abbildung 9: Die einzelnen Abschnitzaufnahmen, die bei der segmentweisen Betrachtung des Füllungsrandes bei 200-facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop erstellt wurden, wurden am PC mit dem Programm ImageJ verknüpft und so zu einer Gesamtansicht der jeweiligen Kavitäten zusammengefügt. Im Anschluss erfolgte dann die marginale Analyse unter Zuhilfenahme von KHK's-jQuantiGap (Kunzelmann, 2014). Die einzelnen Zähne wurden in der Mitte der Kavität mittels einer Zahl von 1-8 nummeriert, um sicherzustellen, dass jede Replik zweifelsfrei zugeordnet werden kann. Bei genauerer Betrachtung kann man an den oberen beiden Enden der u-förmigen Gesamtkavität die beiden jeweils horizontal verlaufenden Markierungsrillen erkennen, die den Start- bzw. Endpunkt der auszuwertenden Areale darstellen. Die Richtung in welcher die Aufnahmen und in Folge die Auswertung erstellt wurden, folgte dabei dem Uhrzeigersinn.....	44
Abbildung 10: Simplicity Restorative, 3M ESPE .....	63
Abbildung 11: Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative, 3M ESPE .....	63
Abbildung 12: Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative, 3M ESPE .....	63
Abbildung 13: Scotchbond™ Universal Adhesive, 3M ESPE.....	64
Abbildung 14: Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE .....	64
Abbildung 15: Elipar DeepCure-L, 3M ESPE .....	64
Abbildung 16: Probenzahn gesäubert distal .....	65
Abbildung 17: Probenzahn gesäubert mesial .....	65
Abbildung 18: Approximalkasten schmelz-begrenzte Klasse-II-Kavität.....	65
Abbildung 19: Approximalkasten dentin- und schmelzbegrenzte Klasse-II-Kavität.....	65
Abbildung 20: Selektive Schmelzätzung mit 3M ESPE Scotchbond™ Universal Etchant 32%ig .....	65
Abbildung 21: Applikation des Dentin-Haftvermittlers 3M ESPE Scotchbond™ Universal Adhesive mit Microbrushbürstchen .....	65
Abbildung 22: Lichthärtung mit mobiler Lampeneinheit 3M ESPE Elipar DeepCure-L.....	66
Abbildung 23: Fertig gelegte Füllung dentin- und schmelzbegrenzte Kavität vor Politur .....	66
Abbildung 24: Fertig gelegte Füllung schmelz-begrenzte Kavität vor Politur .....	66
Abbildung 25: Fertig gelegte Füllung dentin- und schmelzbegrenzte Kavität nach Politur .....	66
Abbildung 26: Fertig gelegte Füllung schmelz-begrenzte Kavität nach Politur .....	66
Abbildung 27: Poliertrimmer LECO SS-200 mit einer Schleifscheibe mit 200 µm Körnung..	66
Abbildung 28: Einkürzen der Wurzeln am Poliertrimmer im Nassschliffverfahren.....	67
Abbildung 29: Mit Schleifscheiben mit 200 µm Körnung fertig eingekürzter Probenzahn .....	67
Abbildung 30: Wasserlagerung der Prüfgruppen bei 37°C im Wärmeschrank Memmert Modell 400 für 24h bzw. 7 Tage.....	67

Abbildung 31: Thermocycler Syndicad T300 und 55°C-Heiß- und 5°C-Kaltwasserbecken Thermo Fisher Scientific Typ TCS-30 .....	67
Abbildung 32: Eintauchen des Schwenkkorbs mit Zahnproben in das 55°C-Wasserbecken ...	67
Abbildung 33: Vertikale Ausrichtung eines Probenzahnes mit 3D-gedrucktem Hilfsstativ .....	67
Abbildung 34: Lichtpolymerisation des Befestigungskunststoffes im Probenhalter .....	68
Abbildung 35: Vertikal im Probenhalter ausgerichtete und befestigte Zahnprobe .....	68
Abbildung 36: Pneumatischer Kausimulator Gemini 1 von Syndicad mit vier Prüfkammern .	68
Abbildung 37: Zahnprobe in einer mit destilliertem Wasser gefüllten Prüfkammer .....	68
Abbildung 38: Antagonistischer Kontakt auf dem Zahn während der Belastungsprüfung.....	68
Abbildung 39: 3M ESPE Pentamix™ 2 Anmischgerät für das Abformmaterial Aquasil .....	68
Abbildung 40: Befüllen der 3D-gedruckten Abdruckform mit Aquasil Ultra Monophase.....	69
Abbildung 41: Zahn verbleibt bis zur Aushärtung in individualisierten Abdruckform .....	69
Abbildung 42: Entnahme des ausgehärteten Abdruckes aus individualisierter Abdruckform..	69
Abbildung 43: Epoxidharz-Material Epoxy Resin als EpoFix Kit der Firma Struers .....	69
Abbildung 44: Ausgießen des Einzelabdrucks mit Epoxy Resin zur Herstellung des Replikas	69
Abbildung 45: Im Aquasil-Einzelabdruck fertig ausgehärtetes Replika aus Epoxy Resin .....	69
Abbildung 46: Glättung und Politur der Rückseite des Replikas mit 200 µm Körnung .....	70
Abbildung 47: Fertig zurechtgeschliffenes und vollständig abgetrocknetes Einzelreplika .....	70
Abbildung 48: Mittels leitendem Spectro-Tab am REM-Probenträger befestigtes Replika .....	70
Abbildung 49: Quorum Technologies Polaron Range Vacuum Sputter Coater Gerät SC7620	70
Abbildung 50: Fertig beschichtetes Replika nach Behandlung im Sputter Coater mit 25 nm starker Gold-Palladium-Beschichtung.....	70
Abbildung 51: Rasterelektronenmikroskop Zeiss Gemini® Supra™ 55 VP, Carl-Zeiss AG. Auswertung bei 200facher Vergrößerung .....	70

# 1 Einleitung

Heutzutage kommt das Dentalamalgam im zahnärztlichen Praxisalltag zunehmend seltener zum Einsatz, obwohl es über einen Zeitraum von über einem Jahrhundert das bewährteste und am häufigsten verwendete Restaurationsmaterial bei Seitenzahnfüllungen darstellte (Dietschi and Holz 1990; Hellwig et al. 2007). Trotz der Tatsache, dass Amalgam bei den meisten gesetzlichen Krankenkassen in Deutschland noch immer die Regelleistung zur Füllungsversorgung von Zähnen der zweiten Dentition im Seitenzahnbereich darstellt, genießen ästhetisch ansprechendere zahnfarbene Kompositfüllungen, eine breite gesellschaftliche Akzeptanz. Unter anderem liegt dies auch an der, zwar wissenschaftlich unbegründeten, jedoch immer wiederkehrenden, kontroversen Diskussion um die gesundheitliche Unbedenklichkeit von Amalgam.

Kompositfüllungen werden von betroffenen Patienten zumeist über eine gesonderte Mehrkostenvereinbarung in Form von Zuzahlungen oder Zahnzusatzversicherungen finanziert. Da viele Patienten bezüglich des Dentalamalgams auch heutzutage immer noch verunsichert sind und das ästhetische Erscheinungsbild in den letzten Dekaden einen zunehmend höheren Stellenwert bei den Menschen eingenommen hat, entwickelte sich eine deutliche Nachfrage, die zur Entwicklung neuer adhäsiver Restaurationsmaterialien geführt hat (Dietschi et al. 1994; Willems et al. 1993). Dabei wurden unterschiedliche Ansätze ausgearbeitet, um Komposite als Ersatz für Restaurationen auf Metallbasis verwenden zu können (Kunzelmann and Hickel 2004).

Gleichsam zu dieser veränderten Nachfrage der Patienten nach einem günstigen, zahnfarbenen, ästhetisch ansprechenden, verfärbungsfreien, haltbaren, belastbaren, geruchs- und geschmacksneutralen Füllungswerkstoff bei direkten plastischen Restaurationen, veränderte sich parallel auch das Anforderungsprofil der behandelnden Zahnärzte in den Praxen. Schneller, günstiger, einfacher zu handhaben und dabei nicht schlechter als bewährte Systeme, lautete die Devise.

Was diesem Credo grundsätzlich widerspricht, ist die Tatsache, dass eine konservierende Restauration mit Amalgam technisch nicht in einer einzelnen Behandlungssitzung finalisiert werden kann. Nach den Verfahrensschritten des Füllungsstopfens und Kondensierens, kann in der Initialsitzung nur noch das Schnitzen der jeweiligen Morphologie und Füllungskontur erfolgen. Die endgültige Politur der Amalgamfüllung

und ihrer Füllungsänderer kann jedoch erst frühestens 24 Stunden nach der Füllungslegung erfolgen (Eichner 1981).

Der Wegfall zusätzlicher Behandlungsschritte und die damit verbundene Zeitersparnis, können sich neben einer Effizienzsteigerung der Zahnarztpraxis auch positiv auf den Umgang mit juvenilen, ängstlichen aber auch älteren oder körperlich eingeschränkten Patienten auswirken. So eignen sich unkompliziert anzuwendende High-Tech-Werkstoffe auch besser für den Einsatz bei zeitkritischen Behandlungen in Intubationsnarkose. Ihre Verwendung eignet sich daneben auch in allgemein schwierigeren Behandlungssituationen, bei denen eine möglichst kurze Arbeitszeit vorteilhaft ist, wie z.B. bei schwer zugänglichen Kavitäten und geringer Kieferöffnung, hoher Blutungsneigung, latentem Würgereiz, starker Speichelbildung oder ausgeprägter Zungenmotilität.

In den Anfangsjahren der Adhäsivtechnik galten Kompositfüllungen noch als techniksensitiv, zeitaufwendig und kurzlebig. Daher wurden sie zum Teil als weniger rentabel als bewährtere Verfahren angesehen. Vielerorts wird diese Meinung auch heute noch vertreten. Vor allem ist dies durch den Zwischenschritt der Oberflächenkonditionierung begründet (Magne et al. 2008; Spreafico et al. 2006; Van Meerbeek et al. 2003; Van Meerbeek et al. 2005). Diese stellt eine Vorbereitungsmaßnahme dar, um das an sich hydrophobe Restaurationsmaterial auf einer hydrophilen Zahnoberfläche, wie dem menschlichen Dentin, über die Ausbildung einer amphiphilen Hybridschicht zu ermöglichen (Van Meerbeek et al. 2003).

Um das Legen einer Kompositfüllung für die behandelnden Zahnärzte einfacher und weniger fehleranfällig zu gestalten, legten die Hersteller zunächst bei den Haftvermittlungssystemen Hand an. Mit dem Ansatz mehrere Zwischenschritte der klassischen Oberflächenkonditionierung durch eine chemische Integration in kombinierte Lösungen zusammenzufassen, wurden Dentinadhäsive entwickelt, die in einem einzelnen Applikationsvorgang auf den Zahn aufgebracht werden konnten. Bewährte Adhäsivsysteme, die ein mehrschrittiges Vorgehen erfordern, wurden dadurch zwar nicht vom Markt verdrängt, jedoch lag der Forschungsfokus, nach entsprechendem Echo bei Industrie, Forschung und Zahnärzten verstärkt auf Einfläschensystemen und der Verbesserung der chemischen und physikalischen Eigenschaften dieser Adhäsivsysteme. Moderne Dentinadhäsive bedürfen keines vorherigen Anmischens mehr und wirken durch den Zusatz bestimmter Monomere selbstadhäsiv auf Schmelz und Dentin. Dabei zeigen diese Adhäsivsysteme konstant hohe Werte bei der Penetration des Kollagennetzwerkes, der Oberflächenhaftung und können Spannungen, die im Zuge der Polymerisation

auftreten, absorbieren, was wiederum eine wichtige Voraussetzung für die Randqualität und Dimensionsstabilität darstellt. Der Erfolg früherer Adhäsivsysteme war im Gegensatz dazu auch immer davon abhängig, welche Zahnhartsubstanzen vor der Haftvermittlung mit Phosphorsäure angeätzt wurden und wie lange das Ätzel dafür verwendet wurde.

Um den Punkten Vereinfachung und Zeitgewinn beim Anforderungsprofil an direkte plastische Füllung gerecht zu werden, wurden als weitere Konsequenz die Kompositmaterialien hinsichtlich ihres Optimierungspotenzials analysiert. Dabei trat die zeitaufwendige und techniksensitive Applikation, in Form der Schichttechnik in Einzelinkrementen, in den Fokus. Konventionelle Komposite konnten nur in dünnen Schichten von 1,5 bis 2 mm vollständig auspolymerisiert und daher appliziert werden. Um auch diesen Punkt einfacher zu gestalten wurde an Bulk-Fill-Kompositen gearbeitet, die in der Lage sein sollten, die Kavitäten in wesentlich dicker eingebrachten Kompositportionen von 4 bis 5 mm Dicke aufzufüllen. Zugleich sollten die Bulk-Fill-Komposite aber erneut vergleichbare Charakteristika wie konventionelle Schichtkomposite aufweisen. Zugleich wurden die Kompositwerkstoffe in ihrer Zusammensetzung und Anwendung dahingehend optimiert, eine längere Lebensdauer und Haltbarkeit zu gewährleisten, die sich mit dem Dentalamalgam zunehmend vergleichen lassen sollte.

Im Hinblick auf diese neuen Entwicklungsansätze lässt sich also behaupten, dass sich das Augenmerk der Hersteller, Zahnärzte und Patienten beim Anforderungsprofil an die Füllungsmaterialien, wie auch an die Adhäsivsysteme, stets in Richtung einer weniger techniksensitiven und zeiteffizienteren Applikation verschoben hat. Dabei wird versucht an zuvor erreichte Forschungsfortschritte, in Bezug auf die Haftwerte, Farbstabilität, Abrasionsfestigkeit, Polymerisationsschrumpfung, Verarbeitung, Polierbarkeit, Pulpatoxizität, Randständigkeit, Neutralität in olfaktorischer-gustatorischer Hinsicht, Reaktivität, Plaqueretention, etc., anzuknüpfen.

In der Untersuchung wurde ein konventionelles Komposit mit einem bewährten Bulk-Fill-Material und einem experimentellen Bulk-Fill-Werkstoff verglichen, die diesem Trend in dieser Reihenfolge nachkommen. Alle Materialien wurden mit dem identischen Adhäsivsystem konditioniert, welches selbstadhäsive Eigenschaften auf Schmelz und Dentin aufweist. Pro Werkstoffgruppe wurde zusätzlich untersucht, welchen Einfluss das vorherige Ätzen des Zahnschmelzes mit Phosphorsäuregel auf die Randqualität des selbstadhäsiven Dentinhaftvermittlers hat. Dabei wurden die Werkstoffe unterschiedlichen Belastungsprüfungen unterzogen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Adhäsivtechnik

#### 2.1.1 Säure-Ätz-Technik

Mitte der 1950er Jahre zeigte Buonocore (Buonocore 1955), dass durch das Ätzen des Zahnschmelzes mit Säure eine Möglichkeit bestand, selbsthärtenden Acryl-Kunststoff mit dem Zahn zu verkleben. Das Grundproblem des Haftverbundes am Zahn besteht darin, dass sich hydrophile Zahnhartsubstanz und hydrophobe Füllungsmaterialien nur schwierig aneinanderfügen lassen. Die Resultate erster Versuche mit Adhäsivsystemen waren neben einer ungenügenden Randadaptation häufig auch von marginalen Diskolorationen und einer, durch die Spaltbildung bedingten Sekundärkaries, begleitet. Die Voraussetzung zur Herstellung eines langfristigen und widerstandsfähigen Verbundes zwischen Kunststoff und Zahn ist die Oberflächenveränderung der prismenfreien Schmelzanteile als Vorbereitung für die Aufnahme des Adhäsivs. Dieses als Konditionierung des Zahnschmelzes bezeichnete Ziel erreichte Buonocore 1955 unter Zuhilfenahme von 35%iger Phosphorsäure ( $H_3PO_4$ ). Er schuf damit die Basis der Verarbeitung adhäsiver Zahnrestorationen (Buonocore 1955). Buonocores neue Technik erschien zunächst revolutionär, jedoch wurden in der Zahnmedizin bereits lange vor dieser Erfindung verschiedene dentale Zemente auf Phosphorsäure-, Silikat- und Zinkoxidbasis für den Zeitraum von nahezu einem Jahrhundert verwendet. Vor der finalen Aushärtung dieser Materialien führten die sauren Eigenschaften dieser Zemente dazu, dass der Schmelz oberflächlich angeätzt wurde. Auf diese Weise entstand eine Art mikromechanische Retention. Die Innovation in Buonocores Säure-Ätz-Technik lag nun jedoch darin, dass diese brüchige Zementlage durch eine resistente Kunststoffschicht ersetzt werden konnte. Dieser Austausch durch ein flexibleres Polymer konnte die Rissbildung und -fortpflanzung reduzieren und die Füllungsretention deutlich verbessern. Zudem konnte das Ätzen das, bei der Präparation des Zahnes entstandene Relief von Makroretentionen, durch ein mikroretentives Relief auf substanzschonende Art und Weise noch weiter ergänzen (Boer 1998; Fröhlich et al. 1996; Staehle 1999; Van Meerbeek et al. 1998). Phosphorsäure entfernt in etwa 10  $\mu m$  des Zahnschmelzes irreversibel. Die durch die Schmelzkonditionierung mikroskopisch sichtbaren Veränderungen in Form kleiner Grübchen und Spalten reichen bis in Tiefenbereiche von etwa 30-50  $\mu m$ . Dies bedingt eine Oberflächenvergrößerung, eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit und letztlich eine

verbesserte Benetzungsfähigkeit; letzteres um bis zu 400% (Hellwig et al. 2007). Das mikroskopisch sichtbare Schmelzbild wird als Ätzmuster bezeichnet. Diese Ätzmuster lassen sich typisiert unterteilen. Typ 1 umfasst eine Auflösung der Schmelzprismen, wohingegen beim Typ 2 nur Lösungsreaktionen im Bereich der Peripherie der Schmelzprismen beschrieben werden. Eine Hybridform aus den ersten beiden Typen stellt der Typ 3 dar (Silverstone et al. 1975). Nach der Auswertung klinischer Daten, die bei der Nachuntersuchung von Fissuren- und Grübchenversiegelungen erhoben wurden, konnte man feststellen, dass sich die besten Ergebnisse beim retentiven Ätzmuster bei der Verwendung von 30 bis 40%iger Phosphorsäure erzielen lassen. Hierbei wird eine effektive Tiefe des Ätzmusters erreicht und zugleich ein leicht zu entfernendes Präzipitat aus Dikalziumphosphat-Dihydrat erzeugt (Gottlieb et al. 1982; Silverstone 1974). Wird eine Phosphorsäurekonzentration von weniger als 30% verwendet, kann dies die Bildung von Brushit bedingen, was sich negativ auf den adhäsiven Haftverbund auswirkt (Gottlieb et al. 1982; Gwinnett 1992; Soetopo et al. 1978). Konzentrationen über 40% lösen dagegen nachweisbar weniger Kalziumionen aus der Schmelzoberfläche und erzeugen damit eine weniger tiefreichende Wirkung des Ätzmusters (Manson-Rahemtulla et al. 1984). In der alltäglichen Routine vieler Zahnarztpraxen werden daher zumeist marktübliche Phosphorsäurekonzentrationen zwischen 35 und 37 Prozent verwendet, die in Gelform vorliegen. Auch der jeweilige Winkel der Anschrägung der Schmelzprismen (Hickel et al. 1992) und die Verweildauer der Phosphorsäure auf der Zahnoberfläche, können über den Erfolg der Säure-Ätz-Technik entscheiden. Ein Queranschnitt der Schmelzprismen, wie er bei der Parallelpräparation der Zahnkavität stattfindet, führt zu nachweislich besseren Resultaten, als längs angeschnittene Prismen (Crawford et al. 1987; Haller and Bischoff 1993). Bei einer Längsanschrägung können sich diese nämlich aus dem Verbund der Schmelzprismen ablösen oder lockern, was zu einer mangelnden Randständigkeit der späteren Restauration führen kann (Cheung 1990). Während in der Vergangenheit häufig eine Ätzzeit von 60 s empfohlen wurde, weichen jüngere Studien von dieser Empfehlung ab und zeigen auf, dass das Ätzen über eine Dauer von etwa 15 s zu einem ähnlichen Oberflächenrelief, Haftverbund und letztlich Randadaptationsmodus führen kann (Barkmeier et al. 1985; Barkmeier et al. 1986; Barkmeier et al. 1987; Bastos et al. 1988; Crim and Shay 1987; Gilpatrick et al. 1991; Shaffer et al. 1987). Die Phosphorsäure wird in Gelform appliziert und nach entsprechender Ätzzeit mit dem Luft-Wasserspray für etwa 12-15 s abgespült und getrocknet. Der Schmelz erscheint nach der Trocknung weißlich opak und wird für die weitere Behandlung mit einem geeigneten Haftvermittler benetzt, welcher, unter Einbeziehung geometrischer und rheologischer Effektfolgen, in die zuvor



hergestellten Mikroporositäten eindringen kann und dort einen mikromechanischen Haftverbund schafft (Gwinnett 1988).

## **2.1.2 Haftung am Schmelz**

### **2.1.2.1 Total-Etch-Verfahren**

Die sogenannte Total-Etch oder Etch & Rinse-Technik bezeichnet ein Ätzverfahren. Dabei wird sowohl der Zahnschmelz als auch das Dentin geätzt, bevor der Haftvermittler appliziert wird. Diesen bezeichnet man als Total-Etch-Adhäsiv. Total-Etch-Adhäsive erfordern immer ein Ätzen mit Phosphorsäure, das den Smear Layer entfernt und so die Kavität konditioniert. Bei diesem Verfahren ist die Ätzdauer des Schmelzes meist länger als die Verweildauer der Säure auf dem Dentin. Hierbei besteht die Notwendigkeit das Dentin nicht im Übermaß zu übertrocknen. Damit eine Verdichtung der Kollagenfasern des Dentins vermieden werden kann, sollte auf eine entsprechende Restfeuchtigkeit der Oberfläche geachtet werden. Übertrocknete Kollagenfibrillen bedingen nämlich eine geringere Permeabilität für hydrophile Monomerbestandteile des Adhäsivsystems, was die Haftung verschlechtern und zu einer postoperativen Sensibilität führen kann. Das Konzept der mehrschrittigen Applikation nach einem strengen Protokoll, aber auch die entscheidende Trockenlegung sind Faktoren, welche die praktische Anwendung erschweren. Die Total-Etch-Technik gilt daher oft als techniksensitiv (Hashimoto et al. 2006) und kann bei offenen Dentintubuli auch eine postoperative Empfindlichkeit auslösen. Etch & Rinse-Adhäsive sind im modernen zahnärztlichen Praxisalltag jedoch etabliert und auch klinisch erfolgreich (Van Dijken and Sunnegardh-Gronberg 2005).

### **2.1.2.2 Selektive Schmelzätzung**

Im Gegensatz zur Total-Etch-Technik ist die selektive Schmelzätzung, soweit möglich, eine konventionellere Ätzmethode, die sich auf die alleinige Benetzung der Randbereiche im Zahnschmelz beschränkt. Als Ätzmittel wird auch hierbei Phosphorsäure verwendet, die nach ihrer Applikation mit dem Luft-Wasserspray abgespült wird. Die Dentinanteile werden bei dieser Technik mit einem säurehaltigen Primer eines mehrschrittigen Adhäsivsystems behandelt oder mit einem selbstätzenden All-in-one-Adhäsiv benetzt. Der Smear Layer wird dabei nur modifiziert und nicht vollends beseitigt, da es nicht erforderlich ist die Kavität nach der Applikation abzuspülen. Diese Methode kann auch als eine Etch & Rinse-Technik für die Anwendung auf dem Zahnschmelz betrachtet werden. Positive Effekte dieser Methode bestehen neben der reduzierten Techniksensitivität und dem geringeren Risiko für eine postoperative Empfindlichkeit auch in einer guten

Randständigkeit und einer geringen Tendenz zu Verfärbungen im Schmelzbereich (Can Say et al. 2014).

### **2.1.3 Haftung am Dentin**

#### **2.1.3.1 Entwicklung der Dentinadhäsive**

Wie schon die Erforschung der Adhäsion zwischen Zahnschmelz und Komposit, stellte auch die Haftvermittlung des Komposits zum Dentin eine Herausforderung während der Entwicklung dar. Da sich Zahnschmelz, als eine zu etwa 95 Gew.-% anorganische Substanz, und das Dentin, als eine zu ca. 70 Gew.-% anorganische Substanz und zu ca. 30 Gew.-% organische Substanz in Struktur und chemischer Zusammensetzung voneinander unterscheiden, kann ein Haftverbund wie beim Schmelz auf mikromechanischer Basis auf dem Dentin nicht stattfinden (Hellwig et al. 2007). Es galt einen Weg zu finden, wie ein hydrophobes Material auf der hydrophilen Oberfläche des Dentins, mitsamt seiner Dentintubuli und dem darin enthaltenen Liquor, verankert werden kann (Van Meerbeek et al. 1994). Der intrapulpare Druck sorgt dafür, dass die Fließrichtung des Dentinliquors aus den bei der Präparation eröffneten Dentintubuli stets zur Oberfläche hin zeigt (Pashley et al. 1981) und einen Haftverbund dort auf diese Weise erschwert. Die verschiedenen Entwicklungsstufen der Dentinkonditionierung werden gemeinhin als Generationen bezeichnet.

In den 1950er Jahren entstand die erste Generation der Dentinadhäsive auf Basis der Derivate von Bis-GMA. Deren Haftung reichte jedoch noch nicht aus, was hauptsächlich der ausgeprägten Anfälligkeit auf Feuchtigkeit geschuldet war.

Auch bei den Systemen der um 1980 entwickelten zweiten Generation zeigte sich das Problem unzureichender Haftwerte. Unter anderem war dies durch eine mangelnde Benetzbarkeit bedingt (Burke and McCaughey 1995; Van Meerbeek et al. 1994). Es handelte sich um Bis-GMA und HEMA, welche aus den halogenierten Phosphorsäureestern verschiedener Kunststoffharze zusammengesetzt waren und bereits in der Lage waren den Smear Layer zu modifizieren (Blunck and Haller 1999; Swift et al. 1995). Eine ausgeprägte Disposition gegenüber Feuchtigkeit bestand weiterhin.

Bei der darauffolgenden dritten Generation erfolgte die Anhaftung des hydrophoben Füllungsmaterials auf der feuchten Dentinoberfläche auf mikromechanischem Weg. Dies sollte durch das vorherige Demineralisieren des Dentins mit Hilfe von Säure ermöglicht werden. Die Säureeinwirkung legte dabei Anteile des Kollagengerüsts bis in eine Tiefe von ca. 30 µm frei. Hydrophile Monomere konnten dann in Form eines Primers in das

freigelegte Kollagen Netzwerk eindringen. Der darauffolgende Schritt bestand in der Applikation eines amphiphilen Dentindhäsiivs, welches eine stabilisierende Wirkung auf den Verbund ausübte. Abhängig von der jeweiligen Machart des Adhäsivsystems war ein zusätzliches Schmelzbonding nötig (Haller 2004). Die dritte Generation verwendete eine Kombination verschiedener chemischer Gruppen, u.a. auch Glutaraldehyd/HEMA, Aluminiumoxalat und Maleinsäure/HEMA/Bis-GMA (Hickel 1994; Yu et al. 1990). Durch die mehrschrittige Anwendung der einzelnen Komponenten dieser Systeme, bildete sich auf dem Zahn eine Schicht die aus hydrophilen, amphiphilen und hydrophoben Bestandteilen zusammengesetzt war. Diese Schicht wird als Hybridschicht bezeichnet.

Dentinadhäsivsysteme der vierten Generation machten sich die Vorteile der Etch & Rinse-Technik mit dem Total-Etch-Verfahren zunutze. Da bei dieser Methode sowohl der Schmelz, als auch das Dentin mit dem gleichen Haftvermittler benetzt wurden, kann das Adhäsiv hierbei als ein Kombinationspräparat angesehen werden. Man griff auf Phosphorsäuregels in einer Konzentration zwischen 20 und 40% zurück, die auch auf Bereiche von freiliegendem Dentin aufgebracht wurden. Es kam zu einer vollständigen Entfernung des Smear Layers und einer Demineralisation des intertubulären Dentins in einer Größenordnung von ca. 5-8  $\mu\text{m}$ . Hierbei galt erneut eine zu starke Trocknung des Dentins zu vermeiden. Da die Dentinwunde durch den Primer eine hermetische Abschirmung gegenüber einem möglichen Befall durch Bakterien erfuhr, zeigte sich, dass das Ätzen des Dentins keine negativen Auswirkungen auf die Pulpa hatte (Cox 1994).

Die Systeme der fünften Generation der Dentinadhäsive vereinten den Primer und das Adhäsiv in einer einzelnen Lösung und werden daher auch als Einflaschen-Haftvermittlungssysteme, Ein-Komponenten-Materialien, selbstprimende Adhäsivsysteme oder One-Bottle-Systeme bezeichnet. In klinischen Studien wurden bei diesen Dentinadhäsiven Haftwerte von mehr als 30 MPa festgestellt (Lutz et al. 1993; Nakabayashi and Pashley 1998; Roulet 1994b; van Dijken et al. 1998). Seit Mitte der 1990er Jahre sind diese Haftvermittler auf dem Markt erhältlich.

Die sechste Generation der Dentinadhäsive, die zwischen der zweiten Hälfte der 1990er Jahre und den frühen 2000er Jahre aufkam, ist auch als selbstätzende oder selbstkonditionierende Generation von Adhäsiven bekannt. Diese Systeme galten als Technologiesprung, da damit ermöglicht wurde, den ersten Konditionierungsschritt des Ätzens auszulassen, bzw. chemisch in einen der anderen Schritte zu integrieren. Es kamen entweder selbstätzende Primer, gefolgt von einem Adhäsiv, oder komplett selbstätzende Adhäsive zum Einsatz, wobei die Komponenten unmittelbar vor der Anwendung

zusammengemischt wurden. Die Mixtur aus hydrophilen und hydrophoben Bestandteilen wurde dann auf die Zahnhartsubstanz aufgebracht (Pashley et al. 2002). Diese Bondingsysteme schufen mit nur einer einzigen zu verwendenden Lösung einen nachweislich suffizienten Verbund sowohl zum Schmelz als auch zum Dentin (Kugel and Ferrari 2000). Daneben bestand einer der größten Vorteile darin, dass die Wirksamkeit dieser Dentinadhäsive weniger vom Restfeuchtigkeitsgehalt des Dentins abhängig ist, als es bei den Total-Etch-Systemen der Fall ist (Alex 2008). Reevaluationen dieser Bondingsysteme geben Hinweise auf ausreichende Haftwerte auf konditioniertem Dentin, während die Verbindung zum Schmelz jedoch um etwa 25% weniger effektiv ausfiel. Ein möglicher Grund hierfür kann in der sauren Lösung per se liegen, die nur schwierig an Ort und Stelle gehalten werden kann, fortlaufend frisch gehalten werden müsste und über einen pH-Wert verfügt, der an sich nicht ausreicht, um ein suffizientes Ätzmuster auf dem Schmelz zu schaffen (Fabiantelli et al. 2000). Die Lösung bestand darin den Schmelz zuerst mit Phosphorsäure unter Verwendung der selektiven Schmelzätzung vorzubehandeln. Das Dentin sollte nicht in Kontakt mit der Phosphorsäure kommen, um eine Überätzung zu vermeiden (Alex 2008).

Dentinadhäsive der siebten Generation erschienen zwischen 1999 und Anfang 2005. Diese Adhäsivsysteme sind ebenfalls One-Bottle-Adhäsive und repräsentieren weiter den Entwicklungstrend zur Vereinfachung der Haftvermittler. Mit diesen Systemen werden alle für den Verbund erforderlichen Zutaten in ein einziges Fläschchen gelegt und auch aus diesem bezogen (Alex 2008; Moszner et al. 2005). Auf diese Weise wurde das Protokoll für die Konditionierung stark vereinfacht. Zugleich versprochen diese Werkstoffe konstant hohe und suffiziente Haftungswerte zu erzielen. Durch die Simplifizierung versuchte man so auch Fehler, die vom Behandler oder der Assistenz während der Anwendung älterer und komplexerer Adhäsivsysteme gemacht werden konnten, weitreichend zu verhindern. Die gesamte Chemie, die für ein solches funktionsfähiges Dentinadhäsiv erforderlich ist in einem einzigen Fläschchen bereitzustellen, sodass sie auch über einen angemessenen Zeitraum stabil bleiben konnte, gestaltete sich als Herausforderung. Diese von Grund auf sauren Systeme enthalten oft eine gewisse Menge an Wasser in ihrer Formel. Daher können sie als prinzipiell anfälliger für hydrolytische und chemische Abbauprozesse betrachtet werden (Moszner et al. 2005; Nishiyama et al. 2006). Nach Applikation und Polymerisation zeigen die Dentinadhäsive der siebten Generation im Allgemeinen eine Tendenz zu hydrophilerem Verhalten als zweistufige selbstätzende Systeme. Sie sind daher geringfügig anfälliger für eine mögliche Wasseradsorption oder Hohlraumbildung und können eine verringerte Penetrationstiefe in das Zahnsupstrat aufweisen (Tay and Pashley

2003). Der entscheidende Vorteil dieser Dentinadhäsive bestand jedoch darin, dass sie aufgrund des nicht notwendigen Anmischens vergleichsweise einfach zu verarbeiten waren und sich ihre Haftungswerte als konstant hoch erwiesen (Yaseen and Reddy 2009).

Im Jahr 2010 wurden erstmals Adhäsivsysteme der 8. Generation vorgestellt, die zusätzlich Füllstoffe auf Nano-Ebene beinhalten und daher auch als Nano-Bonding-Agents bezeichnet wurden (Pashley and Tay 2001). In dieser Entwicklungsstufe sollte der Zusatz von Nanofüllstoffen mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von ca. 12 nm die Monomerpenetration verbessern und die Hybridschichtdicke erhöhen. Dadurch bedingt verbesserten sich die mechanischen Eigenschaften dieser Dentinadhäsive (Basaran et al. 2009; Kasraei et al. 2009). Nano-Bonding-Agents sind Lösungen von Nano-Füllstoffen, die darin als Querverbindungen agieren. Damit sollten eine bessere Schmelz- und Dentinhaftung, Spannungsaufnahme und eine längere Haltbarkeit gewährleistet werden (Joseph et al. 2013). Es wurde beobachtet, dass Adhäsivsysteme, die solche Füllstoffe enthielten, vergleichsweise hohe Haftwerte im Laborversuch erzielen konnten und aufgrund saurer hydrophiler Monomerbestandteile unter anderem auch weniger empfindlich auf eine Kontaminationen durch Speichel oder Feuchtigkeit auf geätzt vorbehandeltem Schmelz reagierten (Karami Nougourani et al. 2010). Der Einbau dieser Art der Nano-Füller wirkte sich positiv auf die Viskosität des Materials und das Durchdringungsvermögen des Adhäsivs in das Netzwerk aus Kollagenfibrillen aus (Kasraei et al. 2009). Nano-Füllstoffe, mit einem Durchmesser größer als 15-20 nm oder einem Massenanteil von mehr als 1,0 Gew.-%, konnten in beiden Fällen die Viskosität des Adhäsivsystems erhöhen aber auch dazu führen, dass sich die Füllstoffe auf der feuchten Dentinoberfläche akkumulierten. Solche Anhäufungen konnten dann zu einer Rissentstehung führen und die Festigkeit des Haftverbunds wiederum reduzieren (Kasraei et al. 2009).

#### **2.1.4 Scotchbond™ Universal Etchant mit Scotchbond™ Universal Adhesive**

In der Untersuchung wurde Scotchbond™ Universal Etchant der Firma 3M ESPE verwendet. Es handelt sich dabei um ein seit 2011 erhältliches, gepuffertes, blau eingefärbtes Ätzelgel, das zu 32 Gew.-% aus Phosphorsäure besteht. Durch eine Applikationshilfe in Form sogenannter Dispensing Tips kann das Ätzelgel zielgenau aufgebracht werden. Eine Eignung ist sowohl für die selektive Schmelzätzung, als auch für die Total-Etch-Technik gegeben. Die vom Hersteller empfohlene Anwendung besteht in einer Ätzzeit von 15 s und einer weiteren Konditionierung durch ein Universaladhäsiv.

Scotchbond™ Universal Adhesive ist als ein Vertreter der 7. Generation der Dentinadhäsive und der One-Bottle-Systeme einzuordnen. Die Anwendungsfreigabe liegt sowohl für direkte als auch für indirekte Restaurationen vor. Der Einsatz von Scotchbond™ Universal Adhesive kann im Total-Etch- oder Self-Etch-Verfahren auf Dentin und/oder Schmelz angewendet werden oder mit selektiver Schmelzätzung kombiniert werden (Schweitzer 2013). Der pH-Wert liegt bei 2,7. Im zahnärztlichen Praxisalltag wird das Adhäsiv vorwiegend für lichthärtende, direkte Restaurationsmaterialien eingesetzt, jedoch ist auch eine dualhärtende Aktivatorlösung zur Anwendung mit selbst- oder dualhärtenden Kompositpräparaten sowie auf Dunkelhärtung basierenden Zementmaterialien verfügbar.

Als Dentinadhäsiv der 7. Generation liegen die Vorteile in technisch weniger sensitiven Konditionierungsmöglichkeiten und einem breiten Anwendungsgebiet. Eine hohe Feuchtigkeitstoleranz erleichtert die praktische Anwendung, während eine niedrige Pulpatoxizität Empfindlichkeiten gering hält (Guggenberger et al. 2012). Klinische Langzeitstudienresultate attestierten eine suffiziente marginale Adaptation und nur geringfügige Verfärbungen im Randbereich (Lawson et al. 2015; Loguercio et al. 2015). Das Dentinadhäsiv wird für 20 s in die Kavität einmassiert, um eine möglichst tiefe Penetration des Haftvermittlers in die Oberfläche, bzw. in die Dentintubuli zu erreichen. Danach ist eine Lichthärtung für 20 s bei ausreichender Lichtleistung erforderlich.

Die chemische Zusammensetzung des Materials besteht laut Herstellerangaben aus MDP Phosphat-Monomeren, Dimethacrylaten, sogenannten Vitrebond™-Copolymeren, Füllstoffen, Ethanol, Wasser, Initiatoren und Anteilen von Silan.

Aktuell vorliegende Werkstoffstudien in denen an Rinderzähnen auf Adhäsion und Haftfestigkeit hin untersucht wurde und bei denen ebenfalls Scotchbond™ Universal Adhesive zum Einsatz kam, geben Aufschluss über eine einfache Handhabung und gute Festigkeitswerte (Perdigão et al. 2012; Rumphorst et al. 2011; Thalacker et al. 2011).

## **2.2 Entwicklung der Kompositmaterialien**

Am Anfang der 1930er Jahre wurden die Polymethyl-Methacrylate erstmals veröffentlicht. Es handelte sich dabei um Monomere der Polymerkunststoffe, welche die Polyacrylate bilden und bei Mundtemperatur aushärten konnten. Damit standen der Entwicklung dentaler Kunststoffe und Komposite völlig neue Möglichkeiten zur Verfügung, um den Wunsch nach ästhetisch ansprechenderen, zahnfarbenen, plastischen Füllungsmaterialien

zu erfüllen. Aus diesem Grund wird dieses Ereignis heute vielerorts als Initialzündung für die moderne Adhäsivtechnik angesehen. Zunächst galt jedoch gegen Komplikationen, wie eine ausgeprägten Werkstoffschrumpfung beim Polymerisieren, eine unzureichende Dimensionsstabilität, eine geringe Abrasionsstabilität und Druckfestigkeit, sowie einen pulpatoxischen Restmonomergehalt anzugehen.

In den Anfangsjahren der 1960er Jahre stellte Rafael L. Bowen sein heute so genanntes „Bowen-Resin“ (Bowen 1956; Bowen 1962; Bowen and Rodriguez 1962) vor. Es enthielt bereits die noch heute gebräuchlichen Hauptbestandteile eines dentalen Komposit-Restaurationsmaterials, nämlich organische Matrix, Verbundphase und disperse Phase. In Bowens Fall handelte es sich um eine Mischung aus einem aromatischen Dimethacrylat, dem Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat, und Silan, welches anorganische Quarzmehlpartikel, die als Füllkörper wirkten, umschloss. Das Silan diente dabei als Bindeglied bzw. Haftvermittler zwischen der organischen Kunststoffmatrix und den anorganischen Füllkörpern (Cramer et al. 2011; Janda 1988).

Um die Festigkeitswerte früher Komposite zu verbessern, wurde die vorliegende Matrix um zugesetzte Füllkörper ergänzt (Janda 1988). Dabei handelte es sich um anorganische Materialien wie Aluminium-, Lithium- und Borosilikate, aber auch Quarzsand, Siliziumdioxide, Glas und Keramikpartikel (Söderholm and Schmideder 1998) kamen zum Einsatz. Im Entwicklungsprozess stieß man fortlaufend auf neue Probleme, wie eine Verfärbung der Werkstoffe per se oder in den Klebefugen, eine teils schwierige Ausarbeitung und Polierbarkeit, sowie eine Tendenz zur Plaqueretention und das Herauslösen der anorganischen Füllkörper, durch chemische oder mechanische Einflüsse (Hickel et al. 1994; Lutz et al. 1983; Roeters et al. 1992).

Das führte zur Entwicklung neuer Dimethacrylate (DMA oder Urethan-DMA), die sich zunächst durch eine verbesserte Polierbarkeit und geringere Pulpatoxizität auszeichneten. Durch die Zugabe von Mono-, Di- oder Trimethacrylaten als Comonomerbestandteile konnten sie noch weiter optimiert werden.

Moderne Komposite, als im Wortsinn aus-mehreren-Teilen-bestehende-Werkstoffe, beinhalten in ihrer Kunststoffmatrix neben Monomere und Komonomeren unter anderem auch Initiatoren für die Auto- und/oder die Photopolymerisation, Akzeleratoren, Stabilisatoren, Weichmacher, optische Aufheller und Farbpigmente. Die Vorteile der höher entwickelten Methacrylate liegen in ihren guten physikalischen Eigenschaften, bei einer gleichzeitig geringen Pulpaschädlichkeit und einer hohen Reaktivität im niedrigen

Temperaturbereich. Auch Eigenschaften wie eine gute Farbstabilität und reduzierte Werkstoffschumpfung bei der Lichtpolymerisation sind zu erwähnen.

Als organisches Bindeglied zwischen den Methacrylaten können auch Polyäther, Urethanpräpolymere oder aromatische Ringmoleküle verwendet werden. Bei der Auswahl dieser Komponenten als zentrales Molekül wird ein Einfluss auf die Grundeigenschaften des Gesamtverbunds genommen. Beispielhaft hierfür ist die Anwesenheit von Hydroxylgruppen – je mehr OH-Gruppen vorkommen, desto hydrophiler sind die Eigenschaften des Materials bezüglich der Aufnahme von Wasser (Geurtsen 1989). Frühe Methacrylate unterschieden sich von modernen Werkstoffen noch deutlich in puncto Geruchsneutralität und Geschmackneutralität, sowie der allgemeinen toxikologischen Vertretbarkeit auf den Gesamtorganismus (Reeves et al. 1995). Bei heutigen Materialien konnten diese Faktoren bereits erheblich verbessert werden.

Eine weitere Möglichkeit zur Einteilung der Komposite ist nach Lutz et al. 1983 die Klassifikation nach der Beschaffenheit und Teilchengröße der beigemengten Füllstoffe. Hierbei können Makrofüller- von Mikrofüllerkompositen, verschiedene Hybridkomposite oder neuere Nanofüllerkomposite voneinander unterschieden werden. Die heute weit verbreiteten lichthärtenden Kompositmaterialien, machen sich im Gegensatz zu chemisch, oder dual-härtenden Werkstoffen, primär als Photoinitiator wirkende Stoffe, wie Benzoinmethyläther, tertiäre Amine oder Diketone, zum Beispiel Kampferchinone, zunutze, je nachdem, ob es sich um ein UV- oder ein Halogenlicht-härtendes Komposit handelt. Auch die Art der Abgabe des Lichts über eine Polymerisationslampe an sich, bzw. seine Intensität, kann über die Spannungsentwicklung innerhalb des Materials entscheidend sein. Während der Lichthärtung bilden sich dreidimensionale Vernetzungen im Komposit, die seine Viskosität heraufsetzen. Ist der sogenannte Gelpunkt erreicht, können interne Nachfließvorgänge den, durch die Werkstoffkontraktion entstehenden Stress, nicht mehr komplett ausgleichen (Braga et al. 2005). Daher wurde an einem, als Softstart-Polymerisation bezeichneten Konzept gearbeitet. Ziel dieses Konzeptes ist, die Zeit bis zum Erreichen dieses Gelpunkts durch eine stete Zunahme der Lichtintensität der Polymerisationslampe, zu verlängern (Koran and Kurschner 1997; Mehl et al. 1997; Watts and Al-Hindi 1998). Man erreichte dies über vorprogrammierte Belichtungsmodi spezieller Polymerisationslampen.

Für eine ausreichende Tiefenwirkung der Polymerisation müssen also mehrere Faktoren, wie die Farbe des Materials, die Intensität, das Wellenlängenspektrum, der Abstand zur Lichtquelle und die Bestrahlungsdauer, aufeinander abgestimmt werden (Ruyter 1988).



Neben dem genauen Protokoll bei der Konditionierung der Zahnhartsubstanzen und der indizierten Vorgehensweise bei Werkstoffauswahl und Polymerisation, stellt schließlich auch die eigentliche Applikation und Verarbeitung des Komposits einen der wichtigsten Faktoren für den Restaurationserfolg einer direkten plastischen Kompositrestauration dar. Im Laufe der Jahre wurden verschiedene Fülltechniken zur Einbringung des Komposits in die Kavität entwickelt. Grundsätzlich war und ist es das Ziel, eine möglichst geringe Spannungsentwicklung im Komposit, nach seiner Polymerisation, zu erzeugen. Zunächst sollte die Adhäsivschicht selbst einen Teil der Schrumpfungsspannungen, durch ein möglichst niedriges Elastizitätsmodul, absorbieren bzw. kompensieren (Haller 2004; Walshaw and McComb 1996). Bei vielen Werkstoffen wird darüber hinaus eine sequentiell angewendete Schichttechnik in Einzelinkrementen empfohlen. Auf diese Weise soll der sogenannten Konfigurationsfaktor oder C-Faktor, also das Verhältnis von freier zu gebundener Oberfläche, die Schrumpfkraft möglichst gering gehalten werden. Maßgeblich beeinflussend wirkt dabei eine hohe Anzahl an ungebundenen Kompositoberflächen, (Bowen 1967; Davidson et al. 1984; Feilzer et al. 1988). Einzelne Kompositinkremente haften über Monomerkonversion an ihrer Oberfläche aneinander. Sauerstoff aus der Umgebungsluft kann die Polymerisation und Anhaftung oberflächlich hemmen oder verlangsamen, was als Sauerstoffinhibitionsschicht bezeichnet wird (Rueggeberg and Margeson 1990).

Die inkrementelle Schichttechnik oder Inkrementtechnik wurde zunächst in ganz unterschiedlichen Konfigurationen erforscht. Neben geläufigeren Formen wie der Horizontalschichtung, Vertikalschichtung oder Diagonalschichtung, wurden auch unkonventionellere Ansätze entwickelt, wie beispielsweise die Buccolingualschichtung, einer Form bei der eine horizontale mit zwei späteren vertikalen Lagen erfolgte (Eakle and Ito 1990; Neiva et al. 1998; Tjan et al. 1992), oder die Umhärtungstechnik, in der eine räumliche Steuerung der Schrumpfkraftvektoren mit speziellen transluzenten Interdentalkeilen versucht wird (Krejci et al. 1986). Für konventionelle Kompositmaterialien lieferten schräg geschichtete Inkremente mit Schichtdicken, die 2 mm nicht übersteigen, vielversprechende Ergebnisse bezüglich der Spannungsabsorption, wenn für 20-40 s mit einer kompatiblen Lichtlampe ausgehärtet wurde (Hellwig et al. 1991). Auf diese Weise zeigte sich eine final bessere Randständigkeit, da der schrumpfungsbedingt entstandene Raum aus der Polymerisation eines ersten Inkrements, durch das jeweils nachfolgende Inkrement, wieder unmittelbar aufgefüllt werden konnte. Das Risiko der Entstehung von Hohlräumen konnte man so minimieren (Koenigsberg et al. 1989).

Jedoch wurde auch unentwegt weiter an der Idee gearbeitet, die Kavitäten durch eine einzelne Portionierung von Material in den Defekt aufzufüllen, anstatt sie mit der zeitintensiveren Schichtung mehrerer kleiner Lagen zu versorgen. Man spricht dabei dann vom sogenannten Bulk-Placement, bzw. der Bulk-Fill-Technik. An und für sich drückt der Begriff „Bulk-Fill“ aus, eine Kavität, ohne vorherige Schichtung des Komposits, in einem einzelnen Vorgang aufzufüllen (Hickel 2012). Viele heutige Bulk-Fill-Werkstoffe erlauben die Verarbeitung von bis zu 5 mm starken Inkrementen. Während der intraoralen Verweilzeit, die vergeht bis jedes einzelne Inkrement platziert, adaptiert und ausgehärtet ist, kann auf diese Weise das Risiko der Kontamination durch Speichel und Blut reduziert werden, da größere Inkremente den Defekte schneller auffüllen. Einer einfacheren Applikation und der daraus resultierenden Effizienzsteigerung stehen hierbei jedoch auch Faktoren gegenüber. Einerseits liegt ein stärker belasteter Verbund von Material zur Zahnhartsubstanz vor, andererseits kommt es theoretisch zu einer Verringerung der Mikrohärtteeigenschaften innerhalb eines Bulk-Inkrementes von der Oberfläche zur Tiefe hin (Bouschlicher et al. 2004). Jüngere Untersuchungen zeigten jedoch, dass bei der Applikation eines weitaus dickeren Inkrementes geringere Spannungen im Material auftreten, als bei der Polymerisation mehrerer dünnerer Einzellagen (Jedrychowski et al. 1998; 2001; Park et al. 2008; Versluis et al. 1996).

Betrachtet man ihre chemischen Bestandteile, stellt man fest, dass Bulk-Fill-Komposite und herkömmlichen Komposite sehr ähnlich aufgebaut sind. So setzen sich Bulk-Fill-Materialien zwar ebenfalls aus einer organischen Kunststoffmatrix, mit Bis-GMA-, UDMA-, TEGDMA- oder Bis-EMA-Anteilen und herkömmlichen Füllstoffen zusammen, unterscheiden sich aber in einer besseren Tiefenwirkung der Polymerisation, die für schichtdickere Einzelinkremente letztlich erforderlich ist. Diese Verbesserung wurde über unterschiedliche Partikelgrößen und -inhalte der Füllstoffe erzielt. Einige Bulk-Fill-Werkstoffe verfügen über weitaus höhere Füllstoffanteile als herkömmliche Schichtkomposite, was dazu führt, dass sich die Schrumpfung des Volumens reduziert, die Viskosität aber unverändert bleibt. Diese größeren Fülleranteile beeinflussen die Grenzschicht zwischen Füller und Matrix, die für die Streuung des Polymerisationslichtes innerhalb des Materials verantwortlich ist, indem Sie weniger Raum in der Schicht einnehmen. Die Verlustrate während der Lichtpolymerisation in Bulk-Fill-Materialien wird daher verringert, da Photonen, die die Werkstoffpolymerisation bedingen in deutlich tiefere Materialschichten vordringen können, als es bei konventionellen Systemen der Fall ist (Ferracane 1985; Ilie and Stawarczyk 2014). Daneben begünstigt auch die Beimengung optimierter, sensibler, reaktiver Initiatoren die lichtinduzierte radikalische Polymerisation

tief gelegener Anteile des Komposits im Zentrum der Kavität, da diese auch mit geringen Photonenmengen noch eine ausreichende Polymerisation evozieren können (Burtscher 2011). Ein Faktor, der die Polymerisationstiefenwirkung ebenfalls unterstützt, ist die, durch die Werkstofffarbe und den Transluzenzgrad festgelegte, von Grund auf transluzentere Gestaltung des Materials. Dies ermöglicht dem Polymerisationslicht tiefere Bereiche des Komposits zu durchleuchten. In diesem Punkt können, je nach Material, erhebliche Unterschiede bestehen (Facher et al. 2013). Da sich an Füllungen mancher Werkstoffe ein, durch die transluzentere Auslegung bedingter, gewisser Grauschimmer nachweisen ließ (Burtscher 2011), wurde fortlaufend weiter an Lösungen gearbeitet. Die Bulk-Fill-Komposite wurden ästhetisch ansprechender, lieferten jedoch weiter hohe Werte bei der Fortleitung der Lichtintensität. Eine Voraussetzung für die Verarbeitung moderner Bulk-Fill-Werkstoffe ist jedoch auch die Verwendung leistungsstarker Polymerisationslampen mit einer hohen Lichtintensität von ca. 1000 bis 1200 mW/cm<sup>2</sup> (Tauböck and Attin 2013).

Aktuelle Entwicklungsziele liegen in der weiteren Verfeinerung und Optimierung der Hochleistungs-Nano-Bulk-Fill-Komposite im Hinblick auf das visuell ästhetische Erscheinungsbild und eine einfache Verarbeitbarkeit. Daneben fließen auch erhebliche Ressourcen in die Entwicklung selbstadhäsiver Komposite, um langfristig auch noch auf den Schritt der zusätzlichen Konditionierung verzichten zu können. Diese Eigenschaft soll durch die Beimengung selbstadhäsiver Methacrylat-Monomerbestandteile zur Demineralisierung an die Schmelz- und Dentinoberfläche erreicht werden (Ferracane et al. 2011; Poitevin et al. 2013). Für die Selbstadhäsion nutzbare funktionelle Monomere mit Phosphorsäure- oder Carboxylgruppen sind unter anderem das MDP-abgekürzte 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat, GPDM, also Glycerophosphat-Dimethacrylat, oder auch 4-META (4-Methacryloxyethyl-trimellitic-säure).

Seit mehreren Jahren sind bereits selbstadhäsive Kompositzementmaterialien auf dem Markt erhältlich, die als Befestigungsmaterialien, wie z.B. bei indirekten Restaurationen, Glasfaserstiftsystemen oder prothetischen Verankerungspfählen verwendet werden. Die Datenlage zu selbstadhäsiven Werkstoffen, die auch bei plastischen indirekten Front- und/oder Seitenzahnrestaurationen verwendet werden können und dabei auch zuverlässig funktionieren, ist nach dem aktuellen Stand der Forschung jedoch noch relativ dünn. Langzeitstudien, die Informationen über die Langzeitstabilität und das Abnutzungsverhalten liefern, existieren noch nicht. Andere Untersuchungen, die den Zustand kurz nach der Füllungslegung bei klinisch zugelassenen selbstadhäsiven

Komposit-Materialien überprüft haben, konnten bisher lediglich zeigen, dass die aktuell etablierten konventionellen Füllungsmaterialien, welche die vorherige Konditionierung der Zahnhartsubstanzen nutzen, vergleichsweise bessere Haftungsdaten liefern (Brueckner et al. 2017; Goracci et al. 2013; Juloski et al. 2012; Makishi et al. 2015; Veli et al. 2014).

Wenn man die Werkstoffentwicklung der Komposite über Jahrzehnte hinweg beobachtet, lässt sich feststellen, dass sich der Fokus der Hersteller und Zahnärzte bei ihren Anforderungen an das Füllungsmaterial, ähnlich wie auch bei den Adhäsivsystemen, in Richtung einer immer schnelleren, einfacheren und wirtschaftlicheren Anwendung bewegt hat. Man versucht dabei stets an zuvor erreichte Errungenschaften, in Bezug auf die Haftwerte, Farbstabilität, Abrasionsfestigkeit, Polymerisationsschrumpfung, Verarbeitung, Polierbarkeit, Pulpatoxizität, Randständigkeit, Neutralität in olfaktorischer-gustatorischer Hinsicht, Reaktivität, Plaqueretention, etc., anzuknüpfen.

In der Untersuchung wurden Werkstoffe verglichen, die eben dieser Entwicklung nachkommen. Es handelt sich dabei um ein konventionelles Komposit, eine bewährtes Bulk-Fill-Material und einen experimentellen Bulk-Fill-Werkstoff. Die drei Komposite wurden alle mit demselben Adhäsivsystem Scotchbond™ Universal Adhesive vorbehandelt. Für jedes der Materialien wurde darüber hinaus getestet, ob ein vorheriges Ätzen des Zahnschmelzes mit Scotchbond™ Universal Etchant einen Einfluss auf die Randqualität des Dentinadhäsivs hat.

### **2.2.1 Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative**

In der Untersuchung wurde die Produktkategorie der konventionell geschichteten Seitenzahnkomposite durch Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative von 3M ESPE in der Farbe A2 vertreten. Dieses wird in Einzelinkrementen bis zu 2 mm Dicke verwendet. Es handelt sich um ein Nanofüllerkomposit, welches seit dem Jahr 2002 auf dem Markt erhältlich ist; damals noch als Filtek™ Supreme. Es versprach damals als eines der ersten Materialien, welches die Nanotechnologie nutzte, die ansprechende Ästhetik eines Mikrofüllerkomposits mit der Festigkeit eines Hybridwerkstoffs zu verbinden (Kobussen et al. 2009; Lee et al. 2005; Mitra et al. 2003). Als Nachfolgeprodukt wurde 2005 Filtek™ Supreme XT vorgestellt, das unter dem Gesichtspunkt der Farboptimierung weiter überarbeitet wurde (Takahashi et al. 2008). Filtek™ Supreme XTE Universal Composite wurde 2010 eingeführt und bot eine Reihe weiterer Modifikationen beim Farbspektrum, der Anwendung, der Glanzbeständigkeit und der Transluzenz. Zudem und war es in Einzeldosis-Applikatorkapseln verfügbar. Als modernes Nanofüller-Komposit, ist es

lichthärtend, röntgenopak und für die Anwendung direkter, plastischer Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich freigegeben, sowie zur Verwendung bei Stumpfaufbauten, Kompositschienen und indirekten Restaurationen einschließlich Inlays, Onlays und Veneers. Die Kunstharzmatrix enthält laut Herstellerangaben Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA und TEGDMA, welches zur Schrumpfbegrenzung teilweise durch PEGDMA ausgetauscht wurde. Bei den zwischen 4 und 20 nm großen Füllstoffen handelt es sich um nicht agglomerierten / nicht aggregierten Silizium-Nanofüller, nicht agglomerierte / nicht aggregierte Zirkonoxid-Nanofüller, sowie aggregierte Zirkonoxid-/Siliziumcluster-Füllkörper, die aus Silizium- und Zirkonoxid-Partikeln bestehen. Die Farbanteile haben eine durchschnittliche Cluster-Partikelgrößen von 0,6 bis 20 µm.

### **2.2.2 Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative**

Der in der Studie verwendete Repräsentant der Bulk-Fill-Seitenzahnkomposite ist Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative von der Firma 3M ESPE in der Farbe A2. Das Material wurde 2014 vorgestellt und laut Hersteller speziell dafür entwickelt, eine schnellere, effizientere, weniger techniksensitive Seitenzahnfüllung legen zu können. Der Werkstoff ist ein lichthärtendes Komposit, welches aus Einzeldosis-Applikatorkapseln appliziert wird, sich durch eine hohe Haft- und Abrasionsfestigkeit auszeichnet und spezifisch für den Seitenzahnbereich entwickelt wurde. Es liegen Freigaben für die Verwendung bei Frontzahnrestaurationen, indirekten Restaurationen, als Inlay, Onlay oder Veneer, Unterfüllungen, Kompositschienen, Füllungsaufbauten, Milchzahnrestaurationen, Fissurenversiegelungen im Prämolaren- und Molarenbereich, sowie Reparaturfüllungen bei Keramikverblendungen oder Langzeitprovisorien vor. Für Klasse-II-Kavitäten wird eine ausreichende Tiefenwirkung der Lichtpolymerisation für Inkremente bis zu 5 mm Dicke zugesagt (Bouschlicher et al. 2004; Campodonico et al. 2011; Halvorson et al. 2003). Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative setzt sich unter anderem aus AUDMA, UDMA und 1,12-Dodecan-Dimethacrylat in seiner organischen Matrix, sowie einer Kombination aus mitunter nicht agglomerierten / nicht aggregierten Silizium-Nanofüllern, nicht agglomerierten / nicht aggregierten Zirkonoxid-Nanofüllern, sowie aggregierten Zirkonoxid-/Siliziumcluster-Partikeln, in Größen zwischen 4 und 20 nm, in seinen Füllkörperanteilen zusammen. Daneben sind auch Fülleranteile aus Ytterbium(III)-fluorid enthalten, die wiederum aus agglomerierten 100 nm großen Partikeln bestehen.

### 2.2.3 Filtek™ One Bulk Fill Restorative

Das neue Material Filtek™ One Bulk Fill Restorative, welches in der Studie mit dem Projektnamen „Simplicity Restorative“ bezeichnet wurde, ist seit April 2017 auf dem Markt erhältlich und wurde laut Hersteller 3M ESPE entwickelt, um die Praxisabläufe bei der Seitenzahnfüllung noch einfacher und effizienter zu gestalten. Während viele gängige Bulk-Fill-Materialien bereits in Schichtdicken von bis zu 5 mm vollständig polymerisieren konnten und dabei gute marginale Adaptationseigenschaften aufzeigen, war dies bei einigen Werkstoffen bislang mit Einbußen und Kompromissen hinsichtlich der ästhetischen Erscheinung verbunden. Diese Füllungen konnten aufgrund fehlender Pigmente im Komposit oft sehr transluzent aussehen. Verfärbungen tieferer Schichten oder des Kavitätenbodens konnten so in einigen Fällen sichtbar bleiben. Während sich Filtek™ One Bulk Fill Restorative und Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative in den Punkten chemische Zusammensetzung und klinische Verarbeitung noch relativ ähnlich sind, liegen die Unterschiede in den Werten für die Biege –und Bruchfestigkeiten, sowie den ästhetischen Eigenschaften, besonders geringen Opazität des neuen Materials. Filtek™ One Bulk Fill Restorative ist ein lichterhärtendes Nanofüller-Bulk-Fill-Komposit, das in Schichtstärken von bis zu 5 mm in die Kavität eingebracht werden kann. Besonders im Hinblick auf eine schnellere und einfachere Applikation und Verarbeitung, ein besseres ästhetisches Erscheinungsbild, eine langfristige Verschleißbeständigkeit und ein besseres Glanzverhalten wurden Überarbeitungsmaßnahmen vorgenommen. Für das Material liegt eine Anwendungsfreigabe für direkte, plastische Restaurationen, Unterfüllungen, Stumpfaufbauten, Schienungen, Milchzahnrestaurationen, Fissurenversiegelungen im Prämolaren- und Molarenbereich, indirekte Restaurationen in Form von Inlays, Onlay und Veneers, sowie Reparaturfüllungen bei Schmelzdefekten, Keramikverblendungen und Provisorien vor. In der Untersuchung wurden Einzeldosis-Applikatorkapseln in der Farbe A2 verwendet, um die Applikation zu erleichtern. Bei den chemischen Bestandteilen der organischen Kunststoffmatrix handelt es sich laut Herstellerangaben neben gängigen Methacrylat-Monomeren unter anderem um UDMA und 1,12-Dodecan-DMA und Schrumpfstress-minderndes AUDMA. Eine zusätzliche Reduktion der Polymerisationsschrumpfungen soll durch die Beimengung von einem neuartigen AFM-Monomer erfolgen. Dem AFM, was für Addition-Fragmentation-Monomer steht, wird vom Hersteller eine Wirkung als dynamisch spannungsminderndes Monomer zugesprochen. Es erzeugt eine Entspannung der Polymere über die Umkonfiguration in eine Polymer-Netzwerkstruktur bei der Lichtpolymerisation und der Copolymerisation mit verschiedenen multifunktionellen Methacrylaten der organischen Matrix, speziell Acrylatmonomeren

(Shah et al. 2017). Die geänderte Lichtreaktionskinetik führt also zu einem verzögerten Erreichen der Gelpunktphase, wodurch das Zeitfenster für Nachfließvorgänge innerhalb des Materials vergrößert wird. Die, durch die Werkstoffkontraktion entstehenden Spannungen können so besser ausgeglichen werden (Braga et al. 2005). Bei der dispersen Phase handelt es sich bei Filtek™ One Bulk Fill Restorative um eine Kombination aus nicht agglomerierten/nicht aggregierten Siliziumdioxid-Nanofüllern, nicht agglomerierten/nicht aggregierten Zirkoniumoxid-Nanofüllern sowie aggregierten Zirkoniumoxid-/Siliziumdioxid-Clustern, die zwischen 4 und 20 nm groß sind. Zudem sind Ytterbiumtrifluorid-Füllstoffe aus einem ca. 100 nm-großen Partikelagglomerat enthalten.

### 3 Zielsetzung

Das Ziel dieser Untersuchung bestand darin, den Einfluss verschiedener Konditionierungsmethoden auf die Randqualität plastischer Klasse-II-Restaurationen in einem in-vitro-Experiment zu bestimmen. Die Untersuchung erfolgte an einem konventionellen Seitenzahnkomposit, einem bewährten Bulk-Fill-Material und einem experimentellen Nano-Bulk-Fill-Werkstoff. Die Studie wurde unter Verwendung der Methode der quantitativen Randanalyse durchgeführt. Hierbei wurden unterschiedliche morphologische Bereiche der Zähne untersucht, sowie deren Beschaffenheit vor und nach artifizieller Alterungsnachahmung durch Wasserlagerung thermische Wechselbelastung und Kaulastsimulation.

Die folgenden Fragestellungen standen dabei im Fokus:

- Zeigen sich Auswirkungen auf die marginale Integrität, die auf die Wasserlagerung zurückzuführen sind?
- Wirkt sich die Temperaturwechsellast und die Kausimulation auf die Qualität des Randschlusses aus?
- Unterscheidet sich die Randqualität selbstadhäsiver Dentinhaftvermittler ohne und mit selektiver Schmelzätzung?
- Wie unterscheiden sich das konventionelle, das Bulk-Fill- und das Nano-Bulk-Fill-Material im Hinblick auf die marginale Adaptation voneinander?



## 4 Material und Methode

### 4.1 Übersicht über die Materialien:

Die Materialien, die in der vorliegenden Studie untersucht wurden, sind in Tabelle 1 aufgelistet. Das Material mit der Projekt-Bezeichnung „Simplicity Restorative“ trägt den Handelsnamen „Filtek™ One Bulk Fill Restorative“ und befand sich zum Zeitpunkt der Untersuchung in der Phase kurz vor Markteinführung. Es vertritt Nano-Bulk-Fill-Materialien der neuesten Entwicklungsgeneration. Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative stellt die Gruppe konventioneller Komposite dar, die in inkrementeller Schichttechnik angewendet werden. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative repräsentiert gängige Seitenzahn-Bulk-Fill-Komposite. Die Studie berücksichtigt mehrere Faktoren der Oberflächenvorbehandlungen zum Vergleich dieser Materialien.

*Tabelle 1: Materialien die in dieser Studie verwendet wurden*

Material	Farbe	Lot-Nr.	Firma
3M ESPE Simplicity Restorative	A2	N782222	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA
3M ESPE Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative	A2	N606234	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA
3M ESPE Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative	A2	N792354	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA
Etchant: 3M ESPE Scotchbond™ Universal Etchant Etching Gel	-	607611	3M Deutschland GmbH Dental Products, Neuss, Germany
Bonding System: 3M ESPE Scotchbond™ Universal Adhesive	-	608236	3M Deutschland GmbH Dental Products, Neuss, Germany

## **4.2 Probenvorbereitung und Zahnauswahl**

In der Untersuchung wurden 48 extrahierte menschliche Zähne verwendet. Pro Gruppe handelt es sich dabei um jeweils acht intakte menschliche Molaren der zweiten Dentition, die aus klinischen Gründen extrahiert und den Prüfungsgruppen randomisiert zugeteilt worden sind. Die Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität wurde mit einbezogen und hat eine Freigabe ohne Einwände erteilt (Projekt Nr. 549-16 UE, Datum: 07.09.2016).

Nach der Extraktion wurden die Zähne zunächst in destilliertem Wasser mit Natriumazid als Desinfektionsmittel zwischengelagert und zur Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie transportiert. Dort angekommen wurden die Proben mit dem SonicSys-Handstück und den Sonic-Schallscaleraufsätzen (beides: KaVo, Biberach, Deutschland) wurzelgeglättet, um verbliebene desmodontale Fasern und andere Gewebereste, sowie Zahnsteinrückstände und weiche Beläge zu entfernen. Die Präparate wurden anschließend für bis zu 12 Wochen in destilliertem Wasser mit Natriumazid in einem Kühlschrank bei 7°C gelagert. Um sicherzustellen, dass keine bedeutenden Unterschiede in Gestalt oder Größe der Zahnkronen bestehen, wurden die Zähne vorselektiert, dann aber randomisiert auf die Gruppen verteilt. Dabei wurde speziell darauf geachtet, dass keine Extraktionsschäden vorlagen, keine kariösen Läsionen vorhanden waren und vollständig abgeschlossenes Wurzelwachstum vorlag.

## **4.3 Herstellungsphase der Klasse-II-Kavitäten und Restaurationen**

### **4.3.1 Probenpräparation**

Alle Zahnproben wurden so präpariert, dass möglichst idealisierte und gleichartige Klasse-II-Kavitäten vorhanden waren. Die Vorpräparation erfolgte mit zylinderförmigen 80 µm Diamantbohrern. Mit feineren Diamanten mit 25 µm Korngröße wurden die Kavitäten finiert. Die Instrumente wurden in einem KaVo-Rotring-Winkelstück bei maximaler Wasserkühlung in Gebrauch genommen. Pro Zahn wurden ein schmelzbegrenzter und ein dentinbegrenzter approximaler Kasten präpariert.

Die Präparationsgrenze des schmelzbegrenzten approximalen Kastens wurde hierbei 1 bis 1,5 mm über die Schmelz-Dentin-Grenze gelegt, wohingegen der dentinbegrenzte approximale Kasten 1 bis 1,5 mm unterhalb der Schmelz-Dentin-Grenze endete. Die bucco-linguale Ausdehnung der approximalen Kästen lag bei ca. 5 mm, die Tiefe in Richtung der Pulpakammer betrug 1,7 mm. Der okklusale Anteil des Isthmus in der

Kavität betrug etwa 70% des Höckerspitzenabstandes bei 4 bis 5 mm Breite und einer Isthmusbreite von 4 mm mit einer Tiefe von etwa 3 mm (Abbildung 2). Die hier angegebenen Abmessungen wurden unter Verwendung einer Parodontal-Sonde und einer digitalen Schieblehre (Walter, Artikel, Anif, Österreich) gemessen.

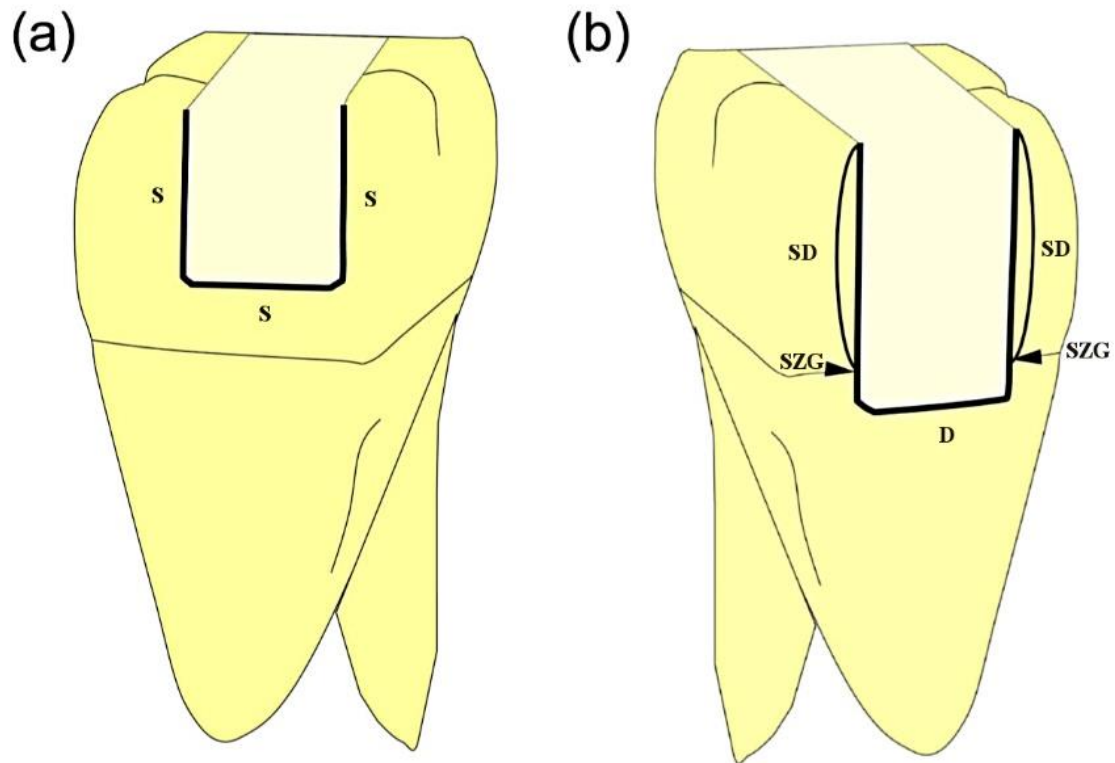
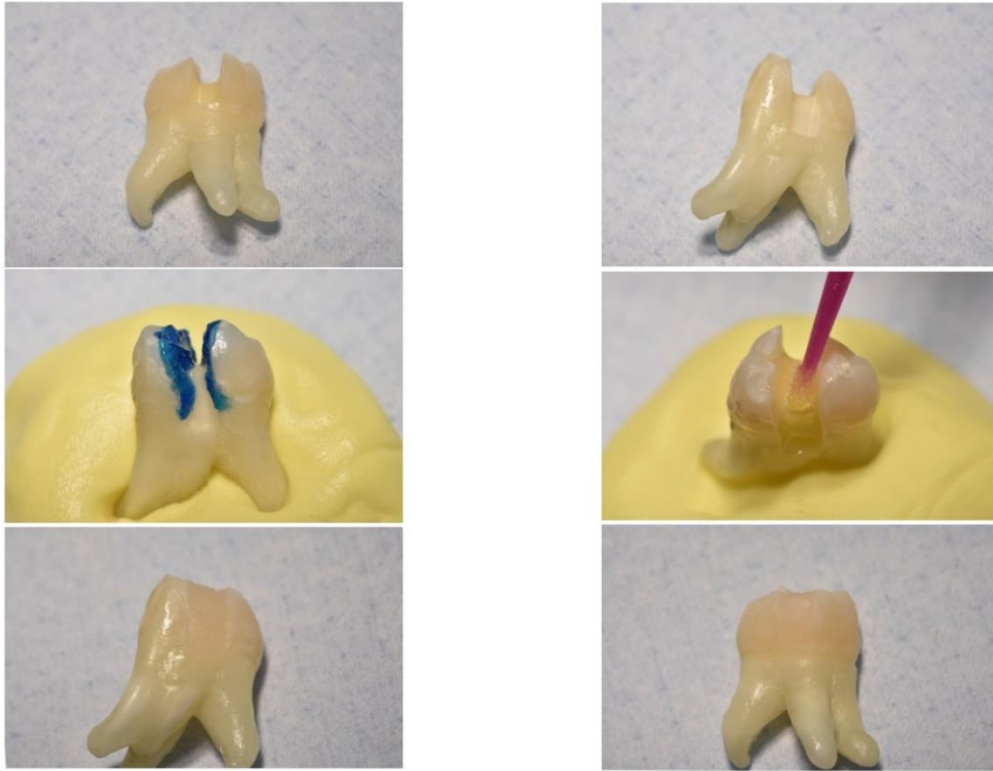


Abbildung 1: Kunzelmann, K.-H. 2000 (Quelle: Takahashi, R. et al. 2012): Schematische Darstellung der Lokalisation der approximalen Kästen der Klasse-II-Kavitäten: (a) Kavitätenseite, deren gingivaler Randbereich im Schmelz liegt; S: Schmelzrand der Kavitäten; (b) Kavitätenseite, deren gingivaler Randbereich im Dentin liegt; SD: Kombiniertes Schmelz-Dentinrand der Kavitäten; D: Dentinrand der Kavitäten; SZG: Schmelz-Zement-Grenze.



*Abbildung 2: Kavitätenpräparation: Die Klasse-II-Kavitäten wurden mit einem 1,5 mm über der Schmelz-Zement-Grenze gelegenen approximalen Kasten und einem 1,5 mm unter der Schmelz-Zement-Grenze gelegenen approximalen Kasten präpariert.*

Tabelle 2: Gruppen die in dieser Studie verglichen wurden

Komposit und Farbe:	Simplicity Restorative A2
Adhäsiv:	Scotchbond™ Universal Adhesive
Konditionierung;	selektive Schmelz-Ätz-Methode
Inkrementstärke:	5 mm Inkremente (Bulk-Fill Mode)
Lichthärtungsverfahren:	10 s okklusal, 10 s bukkal, 10 s oral
Abkürzung:	FiltekOneBF5mmSelectE

Komposit und Farbe:	Simplicity Restorative A2
Adhäsiv:	Scotchbond™ Universal Adhesive
Konditionierung;	Selbst-Ätz-Methode
Inkrementstärke:	5 mm Inkremente (Bulk-Fill Mode)
Lichthärtungsverfahren:	10 s okklusal, 10 s bukkal, 10 s oral
Abkürzung:	FiltekOneBF5mmSelfE

Komposit und Farbe:	Filtek™ Bulk Fill Posterior A2
Adhäsiv:	Scotchbond™ Universal Adhesive
Konditionierung;	selektive Schmelz-Ätz-Methode
Inkrementstärke:	5 mm Inkremente (Bulk-Fill Mode)
Lichthärtungsverfahren:	10 s okklusal, 10 s bukkal, 10 s oral
Abkürzung:	FiltekBFPostSBUnivSelectE

Komposit und Farbe:	Filtek™ Bulk Fill Posterior A2
Adhäsiv:	Scotchbond™ Universal Adhesive
Konditionierung;	Selbst-Ätz-Methode
Inkrementstärke:	5 mm Inkremente (Bulk-Fill Mode)
Lichthärtungsverfahren:	10 s okklusal, 10 s bukkal, 10 s oral
Abkürzung:	FiltekBFPostSBUnivSelfE

Komposit und Farbe:	Filtek™ Supreme XTE A2B
Adhäsiv:	Scotchbond™ Universal Adhesive
Konditionierung;	selektive Schmelz-Ätz-Methode
Inkrementstärke:	2 mm Inkremente klassische Inkrementschichttechnik
Lichthärtungsverfahren:	20 s Lichthärtung
Abkürzung:	FiltekSupremeXTESBUnivSelectE

Komposit und Farbe:	Filtek™ Supreme XTE A2B
Adhäsiv:	Scotchbond™ Universal Adhesive
Konditionierung;	Selbst-Ätz-Methode
Inkrementstärke:	2 mm Inkremente klassische Inkrementschichttechnik
Lichthärtungsverfahren:	20 s Lichthärtung
Abkürzung:	FiltekSupremeXTESBUnivSelfE

#### 4.3.2 Kavitätenkonditionierung

Alle sechs Prüfgruppen wurden mit dem gleichen Dentinadhäsiv Scotchbond™ Universal Adhesive vorbehandelt. Auf das Legen einer Unterfüllung wurde verzichtet. Jeweils acht Zahnproben wurden für jedes der drei Materialien mit der selektiven Schmelzätzung vorbehandelt. Das verwendete Ätzgel war Scotchbond™ Universal Etchant, welches über eine Phosphorsäurekonzentration von 32 Prozent verfügt (Abbildung 14). Die Schmelzanteile wurden für 15 s Einwirkzeit angeätzt (Abbildung 20). Im Anschluss wurde das Ätzgel dann mit dem Luft-Wasserspray abgespült und mit wasser- und öl-freier Luft vorsichtig trocken geblasen. Hierbei wurde sorgsam darauf geachtet, dass das Dentin nicht übertrocknet wird. Bei den Proben der anderen drei Prüfgruppen wurde auf die Vorbehandlung mit Phosphorsäure verzichtet, um die Wirkung der selbstadhäsiven Eigenschaften von Scotchbond™ Universal Adhesive isoliert betrachtet zu überprüfen.

#### 4.3.3 Applikation des Dentinadhäsivs

Direkt nach der Präparation und Lufttrocknung, bzw. nach der selektiven Schmelzätzung und Lufttrocknung, erfolgte die Applikation von Scotchbond™ Universal Adhesive. Die Anwendung erfolgte aus der Flaschenkappen (Abbildung 13). Das Dentinadhäsiv wurde mit Hilfe von Microbrush-Pinseln auf den Zahn aufgebracht und dort für mehrere Sekunden einmassiert, um eine möglichst tiefe Penetration des Haftvermittlers in die Oberfläche, bzw. in die Dentintubuli zu ermöglichen (Abbildung 21). Die Einwirkzeit hierfür betrug insgesamt 20 s. Danach wurde der applizierte Haftvermittler vorsichtig mit wasser- und öl-freier Druckluft für 5 s verblasen, um eine feste Oberfläche und vollständige Evaporation des Lösungsmittels zu erreichen. Im Anschluss daran wurde die Lichthärtung mit der Polymerisationslampe 3M ESPE Elipar DeepCure-L (S/N: 932125000465, Lichtintensität 1520 mW/cm<sup>2</sup>) für 20 s durchgeführt (Abbildung 22).

#### 4.3.4 Applikation des Kompositmaterials

Die Kavitäten der einzelnen Zahnproben wurden in unterschiedlichen Füllungstechniken gefüllt. Dabei wurde entsprechend der Herstellervorgaben für das jeweils verwendete Material vorgegangen. Die Lichthärtung des Komposits erfolgte mit der Polymerisationslampe 3M ESPE Elipar DeepCure-L (S/N: 932125000465, Lichtintensität 1520 mW/cm<sup>2</sup>) (Abbildung 15) durchgeführt. Bei dem Modell Elipar DeepCure-L handelt es sich um ein, mit einem Lithium-Ionen-Akku betriebenes, LED-Polymerisationsgerät,

das mit einem 10 mm durchmessenden Lichtleiter ausgestattet ist. Es arbeitet bei einer Wellenlänge von 430 bis 480 nm und ist mit einer Lichtintensität von 1.470 mW/cm<sup>2</sup> -10% bis +20% angegeben. Während des praktischen Versuchsstadiums, wurde die Lichtintensität der Polymerisationslampe in regelmäßigen Abständen einmal wöchentlich überwacht. Hierfür wurde ein Bluephase-Meter (Vivadent, Schaan, Fürstentum Liechtenstein) verwendet. Im Verlauf der Untersuchung hat sich der Messwert von 1520 mW/cm<sup>2</sup> nicht verändert.

Filtek™ Supreme XTE wurde in inkrementeller Schichttechnik mit Schichten von 2 mm Dicke verarbeitet. Die einzelnen Inkremente wurden für jeweils 20 s polymerisiert. Bei den beiden anderen Werkstoffen Filtek™ Bulk Fill Posterior und Filtek™ One Bulk Fill Restorative erfolgte die Füllungslegung im Bulk-Fill Modus. Dabei wurden bis zu 5 mm dicke Inkremente in die Kavitäten eingebracht, welche dort dann, gemäß der empfohlenen Lichthärtungskonfiguration, für jeweils 10 s okklusal, 10 s bukkal, und 10 s oral ausgehärtet wurden.

#### **4.3.5 Ausarbeitung und Politur**

Nach der Polymerisation der letzten Schicht Komposit wurden die Füllungen aller Probenzähne innerhalb der nächsten 3 bis 5 min ausgearbeitet. Überschüssiges Material wurde dabei mit einem Finierdiamanten der Korngröße 25 µm in einem KaVo-Rotring-Winkelstück bei mittlerer Winkelstückdrehzahl unter maximaler Wasserkühlung entfernt. Die abschließende Ausarbeitung und Politur erfolgte mit Sof-Lex™-Scheiben der Körnung medium und fein von 3M ESPE in einem KaVo-Grünring-Winkelstück unter Wasserkühlung. Beim Sof-Lex™-System handelt sich um flexible Kunststoffscheibchen, die mit Aluminiumoxid beschichtet sind. Sie werden in immer feiner werdenden Korngrößen eingesetzt, um eine letztlich spiegelnd glatte Restaurations- und Zahnoberfläche, ohne sichtbare Kratzer und Riefen zu erzeugen.

Nach der Politur wurden die einzelnen Zähne der Versuchsgruppen dann mit Ziffern von 1 bis 8 gekennzeichnet. Diese fortlaufende Nummerierung wurde mittels eines spitz zulaufenden Finierdiamantens der Korngröße 50 µm in einem KaVo-Rotring-Winkelstück bei mittlerer Winkelstückdrehzahl und unter maximaler Wasserkühlung vorgenommen. Abschließend wurden am Übergang der Okklusalfäche zum approximalen Kavitätenrand, pro Kavitätenseite, jeweils zwei horizontale Rillen mit dem gleichen Finierdiamanten eingraviert. Diese Kennzeichnung sollte gewährleisten, dass die Länge des Kavitätenrandbereichs bei der späteren Untersuchung am REM immer gleich ist und sich

reproduzierbar auffinden lässt. Eine kompaktere Größe der Zahnproben macht die Befestigung im Probenhalter einfacher und stabiler. Daher wurden die Wurzeln der Zähne mittels 200 µm Schleifpapierscheiben an einem liegenden Poliertrimmer (LECO SS-200, LECO Corporation, 3000 Lakeview Avenue, St. Joseph, Michigan 49085, USA) (Abbildung 27) eingekürzt, wie in der Bilddokumentation der Arbeitsschritte ersichtlich wird (Abbildung 28 und Abbildung 29).

#### **4.4 Wasserlagerung**

Direkt nach der Fertigstellung der Kompositfüllungen wurden die Probenzähne für 24 Stunden bei 37°C in destilliertem Wasser in einem Wärmeschrank Modell 400 der Firma Memmert (Memmert GmbH & Co.KG, Äußere Rittersbacher Str. 38, 91126 Schwabach, Bayern, Deutschland) eingelagert (Abbildung 30). Dann erfolgte eine erste Abdrucknahme, welche die Ausgangssituation darstellt. Im Anschluss erfolgte eine erneute Einlagerung, für weitere 7 Tage.

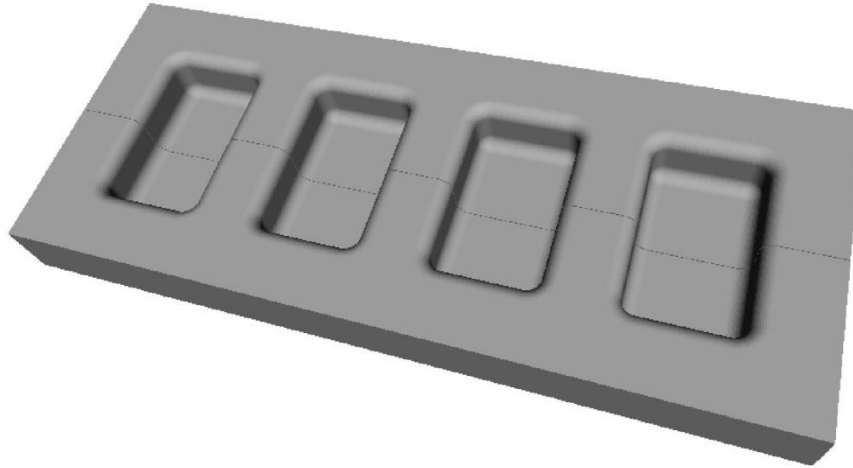
#### **4.5 Abdrucknahme**

Die Bewertung des Randschlusses folgte im Allgemeinen den Vorschlägen von Roulet et al. (Roulet et al. 1989). Nachdem der Präparations- und Füllungszyklus durchlaufen war, folgten insgesamt drei Abdrücke der Zähne zu drei verschiedene Zeitpunkten. Dementsprechend gibt es jeweils drei Replikas pro Gruppe, pro Zahn und pro schmelz- bzw. dentinbegrenzte Kavität. Die Zeitpunkte dieser Abdrücke wurden in der vorliegenden Studie als t-0, t-1 und t-2 bezeichnet. Der Zeitpunkt t-0 entspricht dabei der Abdrucknahme nach 24 h Wasserlagerung, t-1 nach 7 Tagen Wasserlagerung und schließlich t-2 dem Zeitpunkt nach dem Thermowechselbad- und dem mechanischen Belastungszyklus.

Der Grund für eine Abdrucknahme der natürlichen Zähne, bzw. der Kompositfüllungen, liegt in der Notwendigkeit der Herstellung von Replikaten für die spätere REM-Analyse. Um eine optimale Adaptation und Formstabilität des Abdruckmaterials zu ermöglichen, wurde eigens dafür eine spezielle Abdruckform mit einem 3D-Drucker hergestellt (Abbildung 3). Als Abformmaterial diente Aquasil Ultra Monophase (Lot: 160302 – Exp. 2019-03, Dentsply Caulk, 38 West Clarke Avenue, Milford, Delaware 19963, USA) von der Firma Dentsply. Dieses wurde in einem Pentamix™ 2 Dosierspender von 3M ESPE (Abbildung 39) maschinell angemischt. Im Anschluss wurde das Abformmaterial als homogen angemischte Masse und frei von Lufteinschlüssen in die 3D-gedruckten Formen eingebracht (Abbildung 40). Daraufhin wurden die Zahnproben, die zuvor gereinigt und



getrocknet wurden, mit der entsprechenden schmelz- bzw. dentinbegrenzten Kavitätenfläche sorgsam in die Masse hineingedrückt (Abbildung 41). Nach 5 min Aushärtungszeit wurden die Proben jeweils wieder aus der Abformmasse entfernt.



*Abbildung 3: CAD-Designskizze der individuell im 3D-Drucker hergestellten Abdruckformen für die Repliken.*

#### **4.6 Replikaherstellung**

Nach der einstündigen Rückstellzeit des Abformmaterials wurden die Abdrücke mit dem Epoxidharz-Material Epoxy Resin (Struers EpoFix Kit – EpoFix Resin und EpoFix Härter, Cat. No.: 40200029, Batch No.: 9173-0115, EpoFix Resin UN-No.: 3082, EpoFix Härter UN-No.: 2259, Struers A/S, Pederstrupvej 84, 2750 Ballerup, Dänemark) (Abbildung 43) ausgegossen und für 24 h bei Raumtemperatur ausgehärtet (Abbildung 44 und Abbildung 45). Auf diese Weise entstanden für jeden Probenzahn jeweils ein Replika des schmelzbegrenzten Kastens und ein Replika des dentinbegrenzten Kastens. Um die Proben zur rasterelektronenmikroskopischen Auswertung heranziehen zu können, mussten sie leitfähig gemacht werden. Dafür wurden die Replikas zunächst mit Hilfe sogenannter Spectro-Tabs der Firma Plano (Plano Spectro-Tabs, Artikelnr. G5538, Plano GmbH, Ernst-Befort-Straße 12, 35578 Wetzlar, Deutschland) auf REM-Probenträger aus Aluminium fixiert. Zuvor mussten die Rückseiten der Replikas am Poliertrimmer (LECO SS-200, LECO Corporation, 3000 Lakeview Avenue, St. Joseph, Michigan 49085, USA) geglättet werden (Abbildung 46), um einen planen Haftverbund zu schaffen. Bei den Spectro-Tabs handelt es sich um doppelseitig klebende, elektrisch leitende, ausgestanzte Folienscheiben, die unter anderem aus Polycarbonat und Graphit bestehen. Zur Herstellung der

Leitfähigkeit wurden die Replikas dann bei 10 mA für 300 s in einer Sputteranlage von Polaron (Polaron Range Sputter Coater SC7620, Quorum Technologies, Unit 15A, Euro Business Park, New Road, Newhaven, East Sussex BN9 0DQ England) (Abbildung 49) mit einer 25 nm starken Gold-Palladium-Beschichtung, aus 80% Gold und 20% Palladium, besputtert (Abbildung 50).

#### **4.7 Thermische Wechselbelastung**

Nach der in 4.4 erwähnten 7-tägigen Wasserlagerung und somit auch nach der Abdrucknahme zum Zeitpunkt t-0 und t-1, wurden die Probenzähne dann dem Thermowechselbad zugeführt. Alle geprüften Zähne haben dabei insgesamt 2000 Thermozyklen zwischen 5°C und 55°C warmen Becken durchlaufen. Die Verweildauer der Proben im destillierten Kalt- bzw. Heißwasser betrug dabei jeweils 30 s.

Die verwendete Thermowechselbad-Anlage Thermocycler T300 von Syndicad, (Syndicad Ingenieurbüro, Landsbergerstraße 234, 80687 München, Bayern, Deutschland) ist aus einer elektronisch gesteuerten Schwenkvorrichtung und zwei Wasserbecken aufgebaut (Abbildung 31). Ein Probenträgerkorb bewegt sich zyklisch zwischen jeweils einem links und rechts davon montierten 55°C-Heiß- bzw. 5°C-Kaltwasserbecken vom Typ Thermo Scientific TCS-30 (Thermo Fisher Scientific, 81 Wyman Street, Waltham, Massachusetts 02451, USA). Die beiden Edelstahlbecken sind mit Umwälzpumpen ausgestattet und werden durch Thermostate reguliert. Zwischen dem Eintauchen der Proben in die Wasserbecken (Abbildung 32) lag eine Abtropfzeit von jeweils 5 s, um die Temperaturkonstanz der Bäder nicht negativ zu beeinflussen.

#### **4.8 Kausimulation**

Direkt nach der abgeschlossenen thermischen Wechselbelastungsprüfung wurden die Prüfgruppen der mechanischen Belastungsprüfung im Kausimulator zugeführt. Zuvor wurden die Zahnproben auf Probenträgern aus Aluminium befestigt (Abbildung 35). Die Probenträger wurden dafür parallel zur Okklusalfäche der getesteten Zähne hin ausgerichtet. Dann wurden die Prüfzähne unter Zuhilfenahme eines 3D-gedruckten Positionierungsstativs (Abbildung 33), das dazu diente die Proben idealisiert zentral und in der vertikalen Dimension jeweils gleich hoch einzustellen, mit lichthärtendem Komposit im Wurzelbereich am Probenträger fixiert (Abbildung 34).

Bei den verwendeten Kausimulatoren handelt es sich um baugleiche mechanische Belastungseinrichtungen mit der Bezeichnung Gemini 1 und Gemini 2, von Syndicad, (Syndicad Ingenieurbüro, Landsbergerstraße 234, 80687 München) Deutschland). Jeder der beiden Kausimulatoren ist pneumatisch angetrieben und aus flexiblen Sockelelementen mit vier Prüfkammern aufgebaut, welche zur Feuchthaltung der Proben mit destilliertem Wasser aufgefüllt werden (Abbildung 36). Die Probenträger mit den Zähnen werden auf den flexiblen Sockelelementen aus Hartgummi fixiert. Die sorgfältig ausgerichteten Proben werden für die Kausimulation in der zentralen Fossa der Restaurationen mit einer Kraft von 50 N in axialer Richtung für 50000 Zyklen bei einer Frequenz von 1 Hz belastet (Abbildung 38). Im physiologischen Gebiss entspricht 50 N der Kaukraft des Menschen (Gibbs et al. 1981). Den standardisierten Antagonisten der Kaubewegung stellt eine Aluminiumoxidkugel (Degussit) mit einem Durchmesser von 5 mm dar, welche hinsichtlich der Parameter Härte und Abrasionsbeständigkeit mit physiologisch nativem menschlichen Zahnschmelz vergleichbar ist (Kunzelmann 1998; Rice et al. 1984; Scheufele 2000).

Die dritte und letzte Abdrucknahme erfolgte nach dem Thermowechselbad und der Kausimulation zum Zeitpunkt t-2. Nach dem Abschluss der Herstellungsphase wurden die, aus den Abdrücken hergestellten und im Sputter Coater beschichteten, Epoxidharz-Repliken am Rasterelektronenmikroskop untersucht und schließlich ausgewertet.

#### 4.9 Qualitative und quantitative Randanalyse

Die qualitative und quantitative Randanalyse der approximalen Füllungsråder der Klasse-II-Kavitäten wurde mit dem Rasterelektronenmikroskop Zeiss Gemini® Supra™ 55 VP, der Firma Zeiss (Carl Zeiss AG, Carl-Zeiss-Straße 22, 73447 Oberkochen, Deutschland) bei 200-facher Vergrößerung vorgenommen (Abbildung 51). Die Untersuchung der einzelnen Füllungsrandabschnitte erfolgte segmentweise, beginnend an den, bei der Probenherstellung gesetzten, Markierungsrillen, wie unter 4.3.5 beschrieben.

Auf diese Weise entstanden digitalen Aufnahmen von Einzelrandsegmenten, die als TIF-Datensätze gespeichert wurden (**Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Mit Hilfe der Open-Source-Software Fiji, einer Variante des ImageJ-Programms (ImageJ, 2014, von Wayne Rasband, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) wurden die Einzelbilder zusammengefügt. So entstand eine Gesamtaufnahme der Kavität (**Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Dieser Vorgang des Zusammensetzens mehrerer Einzelbilder an einem jeweils gleichen Referenzpunkt am

Bildober- bzw. Bildunterrand, wird als Stitching-Verfahren bezeichnet (Preibisch et al. 2009). Auf das allein softwaregesteuerte Zusammenrechnen der Einzelaufnahmen wurde verzichtet, um mögliche unkontrollierbare Softwarefehler dabei auszuschließen.

Im weiteren Verlauf diente dann die Software jQuantiGap (KHKs jQuantiGap, 2014, von Professor Karl-Heinz Kunzelmann, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Ludwig-Maximilians-Universität München, Bayern, Deutschland), zur Vermessung und Auswertung der Füllungsråder am Rechner. Für die Randanalyse wurde die Funktion Längenmodus des Programms verwendet, mit der man den Restaurationsrand der Gesamtkavität durch eine fortlaufende Linie am Bildschirm visualisieren und beurteilen kann.

Die einzelnen approximalen Grenzsegmente wurden hierbei je nach Kavität der Zahnprobe differenziert. Unterschieden wurde in Schmelzrand (E) auf der schmelzbegrenzten approximalen Fläche, sowie in Schmelzrand (ED) und Dentinrand (D) auf der gegenüberliegenden dentinbegrenzten approximalen Fläche.

Für die qualitative Randanalyse wurde auf folgende Kriterien hin untersucht:

- „Kontinuierlicher Rand“;  
was gleichbedeutend mit „perfekter Rand" ist.  
Die Grenzfläche zwischen dem Restaurationsmaterial und der Zahnhartsubstanz weist hierbei weniger als 1 µm Spalt auf
- „Spalt“;  
Die Grenzfläche zwischen dem Restaurationsmaterial und der Zahnhartsubstanz weist mehr als 1 µm Spalt auf

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Allgemeines

Wie im Vorfeld beschrieben wurde, beschränkte sich die marginale Analyse, bzw. die Auswertung der Grenzsegmente, auf den Approximal-Bereich der getesteten Zahnproben. Die Randadaptation wurde auf folgende Qualitätskriterien hin untersucht:

- Perfekter Rand Schmelz
- Spalt Schmelz
- Perfekter Rand Dentin
- Spalt Dentin

Damit ein Vergleich der verschiedenen Materialien, der Fülltechniken und der Konditionierungsmethoden in den einzelnen Abschnitten der Zahnhartsubstanzen gezogen werden kann, wurde die Auswertung untergliedert in:

- Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt **t-0**  
nach 24 h Wasserlagerung
- Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt **t-1**  
nach 7 Tagen Wasserlagerung
- Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt **t-2**  
nach thermo-mechanischer Belastung

und

- Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt **t-0**  
nach 24 h Wasserlagerung
- Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt **t-1**  
nach 7 Tagen Wasserlagerung
- Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt **t-2**  
nach thermo-mechanischer Belastung

In den nachfolgenden statistischen Diagrammen und Ergebnistabellen wurden die nachstehenden Abkürzungen verwendet, die in Tabelle 2 aufgelistet sind.

## 5.2 Statistisches Verfahren

Die Auswertung der im Test gewonnenen Daten wurde mit Hilfe der Statistiksoftware R vorgenommen. Die Unterschiede zwischen den Prüfgruppen in der Varianzanalyse wurden mit dem ANOVA-Verfahren des Multcomp-Pakets für R berechnet (R Core Team 2016. R: A Language and Environment for Statistical Computing. R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich). Für die Signifikanzprüfung wurde als Post-hoc-Test der Tukey-Test verwendet.

## 5.3 Deskriptive Statistik

Der Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SA) sind in den folgenden Tabellen zusammengefasst. Der Wert 1 entspricht 100 Prozent. Um die Daten prozentual zu erhalten, müssen die Werte mit 100 multipliziert werden.

### 5.3.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-0

*Tabelle 3: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten nach 24 h Wasserlagerung*

Material	Perfekter Rand Schmelz		Spalt Schmelz	
	MW	SA	MW	SA
FiltekONEBF5mmSelectE	0,985	0,041	0,015	0,041
FiltekONEBF5mmSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	0,976	0,035	0,024	0,035
FiltekBFPostSBUnivSelfE	0,981	0,029	0,019	0,029
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,950	0,068	0,050	0,068

### 5.3.2 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-1

*Tabelle 4: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten nach 7 Tagen Wasserlagerung*

Material	Perfekter Rand Schmelz		Spalt Schmelz	
	MW	SA	MW	SA
FiltekONEBF5mmSelectE	0,988	0,035	0,012	0,035
FiltekONEBF5mmSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	0,993	0,013	0,007	0,013
FiltekBFPostSBUnivSelfE	0,961	0,038	0,039	0,038
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,936	0,083	0,064	0,083

### 5.3.3 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-2

Tabelle 5: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten nach thermo-mechanischer Belastung

Material	Perfekter Rand Schmelz		Spalt Schmelz	
	MW	SA	MW	SA
FiltekONEBF5mmSelectE	0,9879	0,0345	0,0122	0,0345
FiltekONEBF5mmSelfE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	0,9905	0,0268	0,0095	0,0268
FiltekBFPostSBUnivSelfE	0,9916	0,0237	0,0084	0,0237
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,9298	0,0956	0,0702	0,0956

### 5.3.4 Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-0

Tabelle 6: Dentinbegrenzter approximaler Kasten nach 24 h Wasserlagerung

Material	MW	SA	MW	SA
	Perfekter Rand Schmelz		Spalt Schmelz	
FiltekONEBF5mmSelectE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekONEBF5mmSelfE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekBFPostSBUnivSelfE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	0,9735	0,0492	0,0265	0,0492
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,9926	0,0209	0,0074	0,0209
Material	Perfekter Rand Dentin		Spalt Dentin	
	MW	SA	MW	SA
FiltekONEBF5mmSelectE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekONEBF5mmSelfE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekBFPostSBUnivSelfE	1,0000	0,0000	0,0000	0,0000
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	0,8994	0,1943	0,1006	0,1943
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,9847	0,0432	0,0153	0,0432

### 5.3.5 Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-1

Tabelle 7: Dentinbegrenzter approximaler Kasten nach 7 Tagen Wasserlagerung

Material	MW	SA	MW	SA
	Perfekter Rand	Schmelz	Spalt	Schmelz
FiltekONEBF5mmSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekONEBF5mmSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
	Perfekter Rand Dentin		Spalt Dentin	
FiltekONEBF5mmSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekONEBF5mmSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	0,906	0,222	0,094	0,222
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,969	0,088	0,031	0,088

### 5.3.6 Dentinbegrenzter approximaler Kasten zum Zeitpunkt t-2

Tabelle 8: Dentinbegrenzter approximaler Kasten nach thermo-mechanischer Belastung

Material	MW	SA	MW	SA
	Perfekter Rand	Schmelz	Spalt	Schmelz
FiltekONEBF5mmSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekONEBF5mmSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,988	0,033	0,012	0,033
	Perfekter Rand Dentin		Spalt Dentin	
FiltekONEBF5mmSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekONEBF5mmSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelectE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekBFPostSBUnivSelfE	1,000	0,000	0,000	0,000
FiltekSupremeXTESBUnivSelectE	0,908	0,217	0,092	0,217
FiltekSupremeXTESBUnivSelfE	0,942	0,109	0,058	0,109



## 5.4 Varianzanalyse

### 5.4.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

Zum Zeitpunkt t-0 nach 24 h Wasserlagerung, konnten bei den Proben mit schmelzbegrenzten approximalen Kästen keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Nach Auswertung der beiden Zeitpunkte t-1 und t-2, nach 7 Tagen Wasserlagerung, bzw. nach thermo-mechanischer Belastungsprüfung, entstanden Werte (nach t-1:  $p = 0,0138$  und nach t-2  $p = 0,0228$ ) mit signifikanten Unterschieden:

Nach 7 Tagen Wasserlagerung beobachtete man zwei homogene Untergruppen:

- Untergruppe a:  
 FiltekOneBF5mmSelectE, FiltekBFPostSBUnivSelectE,  
 FiltekBFPostSBUnivSelfE, FiltekSupremeXTESBUnivSelfE
- Untergruppe b:  
 FiltekOneBF5mmSelectE, FiltekOneBF5mmSelfE, FiltekBFPostSBUnivSelectE,  
 FiltekBFPostSBUnivSelfE, FiltekSupremeXTESBUnivSelectE

Nach der thermo-mechanischen Belastungsprüfung fand man ebenfalls zwei homogene Untergruppen, die den Untergruppen nach der 7-tägigen Lagerung glichen:

- Untergruppe a:  
 FiltekOneBF5mmSelectE, FiltekBFPostSBUnivSelectE,  
 FiltekBFPostSBUnivSelfE, FiltekSupremeXTESBUnivSelfE
- Untergruppe b:  
 FiltekOneBF5mmSelectE, FiltekOneBF5mmSelfE, FiltekBFPostSBUnivSelectE,  
 FiltekBFPostSBUnivSelfE, FiltekSupremeXTESBUnivSelectE

Die Daten sind in den Abbildung 4, Abbildung 5 und Abbildung 6 grafisch visualisiert und zusammengefasst dargestellt.

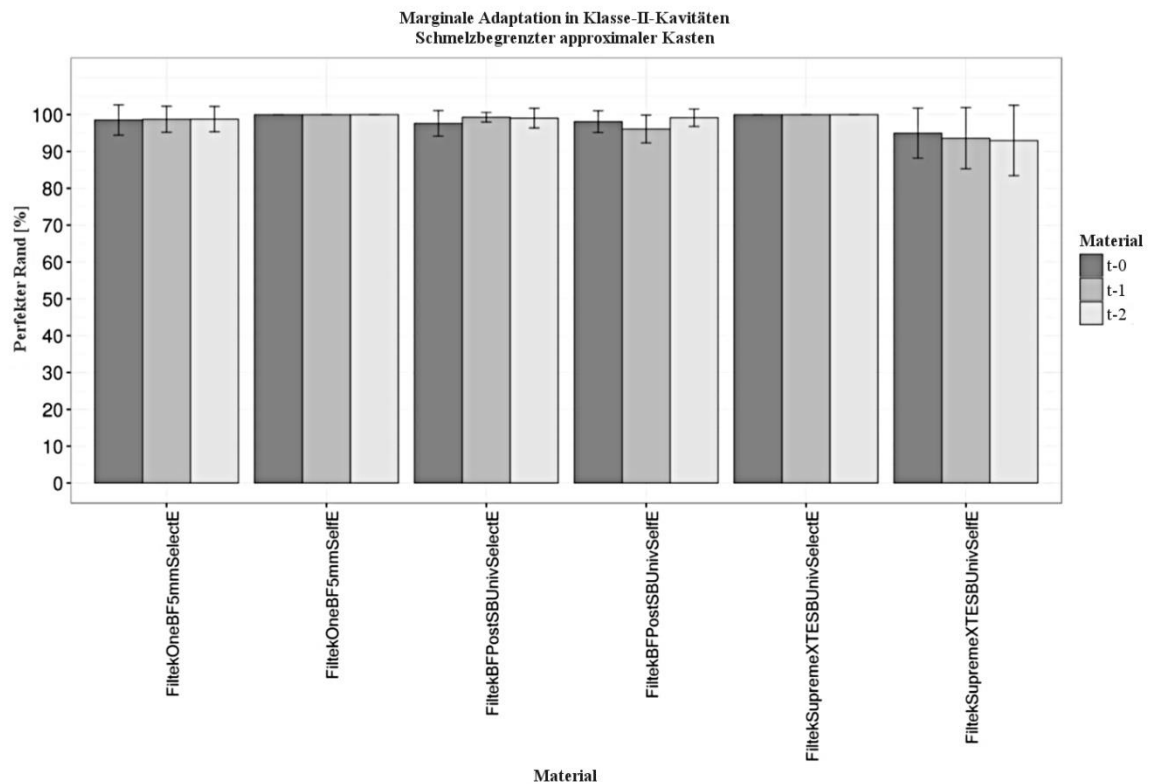


Abbildung 4: Schmelzbegrenzter approximaler Kasten. Die vertikalen Markierungen am oberen Ende der Balkendiagramme repräsentieren die Standardabweichung. Die oberen Balkenenden stehen für die Mittelwerte

### 5.4.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten

Bei den getesteten Kavitäten mit dentinbegrenzten Approximalkästen konnten zu keinem Zeitpunkt signifikante Unterschiede gefunden werden. Dies betraf sowohl die marginalen Segmente mit dem Restaurationsrand im Schmelz, als auch die Randabschnitte, die an das Dentin angrenzten.

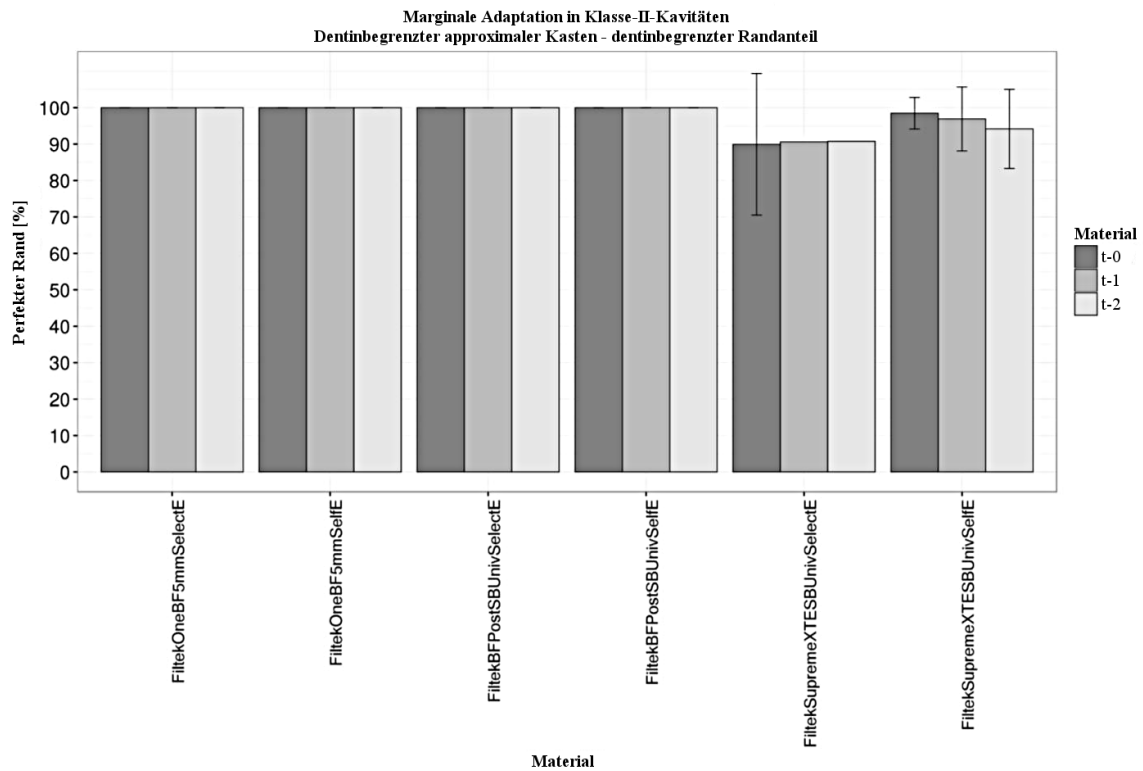


Abbildung 5: Dentinbegrenzter approximaler Kasten. Dargestellt sind die dentinbegrenzten Randanteile. Die vertikalen Markierungen am oberen Ende der Balkendiagramme repräsentieren die Standardabweichung. Die oberen Balkenenden stehen für die Mittelwerte.

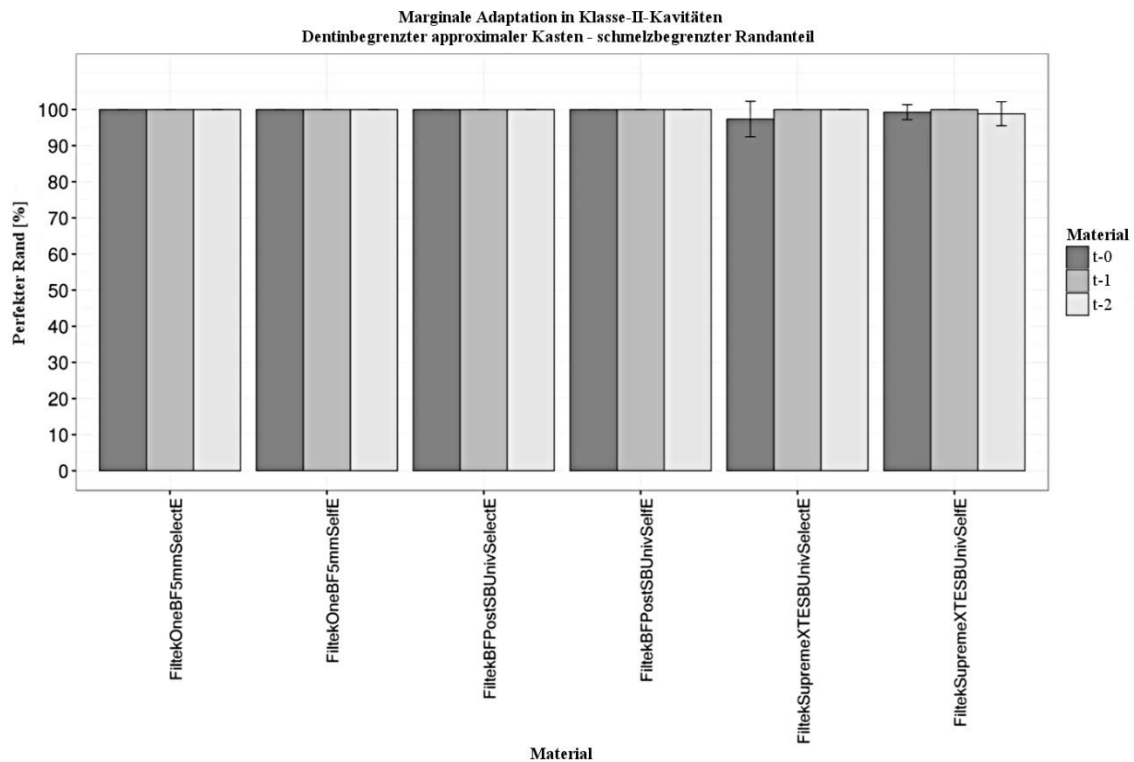
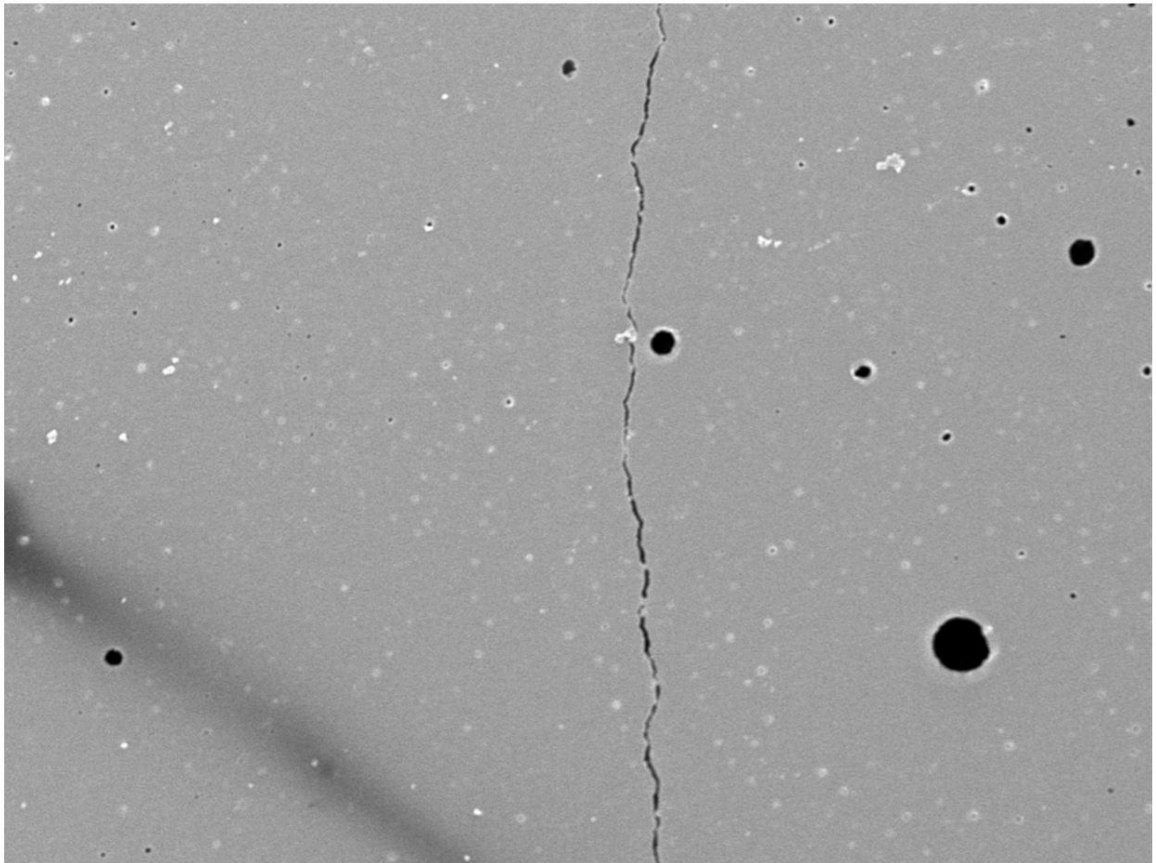


Abbildung 6: Dentinbegrenzter approximaler Kasten. Dargestellt sind die schmelzbegrenzten Randanteile. Die vertikalen Markierungen am oberen Ende der Balkendiagramme repräsentieren die Standardabweichung. Die oberen Balkenenden stehen für die Mittelwerte.

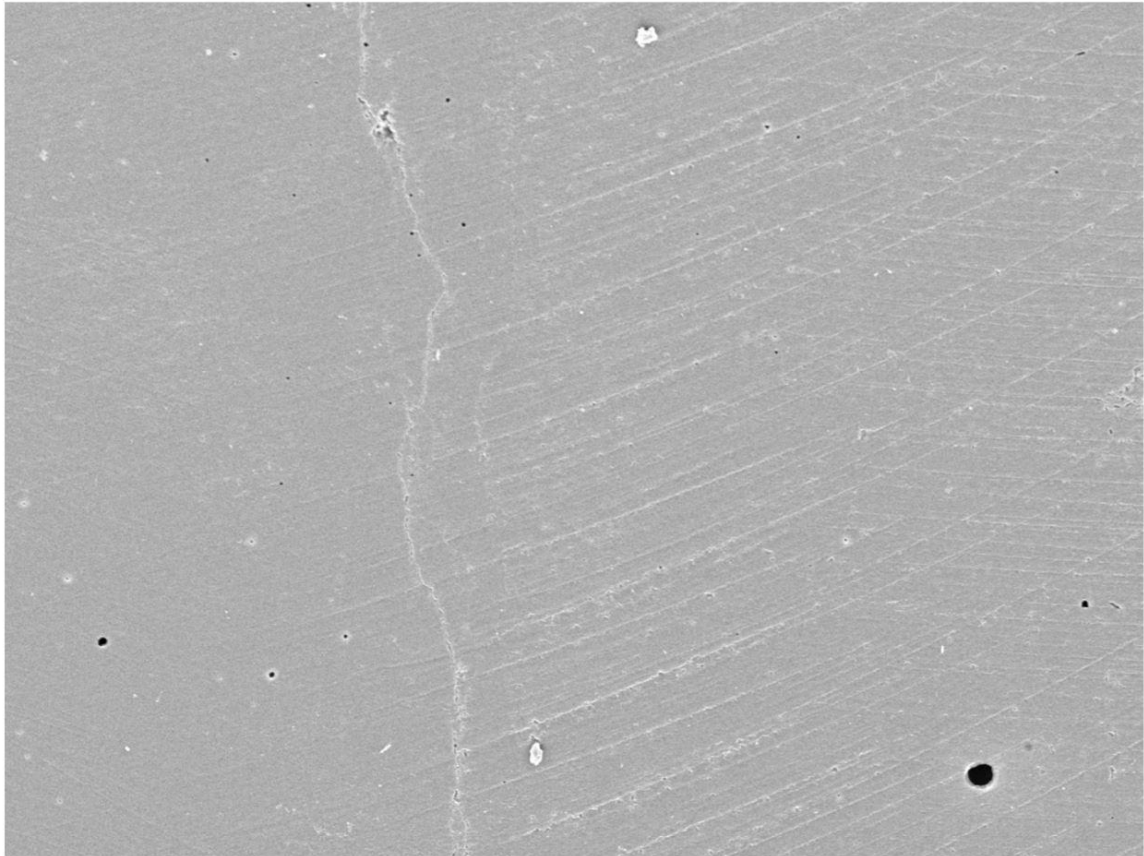
## 5.5 Grafische Darstellung der Ergebnisse

Im Folgenden werden die Aufnahmen, die bei der Auswertung der Replikas am Rasterelektronenmikroskop erstellt wurden, dargestellt. Gezeigt werden die kastenförmigen Ausschnitte der schmelzbegrenzten, bzw. dentinbegrenzten Kavitäten für jedes der drei Materialien.

Die Abbildung 7, Abbildung 8 und Abbildung 9 geben einen Eindruck davon, wie sich der Kavitätenrand bei 200-facher Vergrößerungsstufe darstellt.



*Abbildung 7: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Füllungsrandes oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze bei 200-facher Vergrößerungsstufe. Im Zuge der Abdrucknahme und Replikaherstellung besteht die Möglichkeit den Komposit- und Schmelzbereich zu identifizieren zwar nicht mehr, aufgrund der Lokalisation der Segmentaufnahme ist jedoch bekannt, dass sich die Füllung links des mittig verlaufenden Restaurationsrandes und der Schmelzbereich rechts davon befindet. Diese Einzelaufnahme zeigt einen typischen Randspalt größer als  $1\text{ }\mu\text{m}$  und ist ein Teil der aus mehreren REM-Bildern zusammengefügtten Gesamtkavität in Abbildung 9.*



*Abbildung 8: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Füllungsrandes bei 200-facher Vergrößerung, die ein Randsegment zeigt, das als „Perfekter Rand“ klassifiziert wurde. Der Kompositanteil befindet sich auf der rechten Seite der vertikal verlaufenden Linie und der Zahnschmelz links davon. Diese helle vertikale Linie entspricht dem adhäsiven Verbund.*

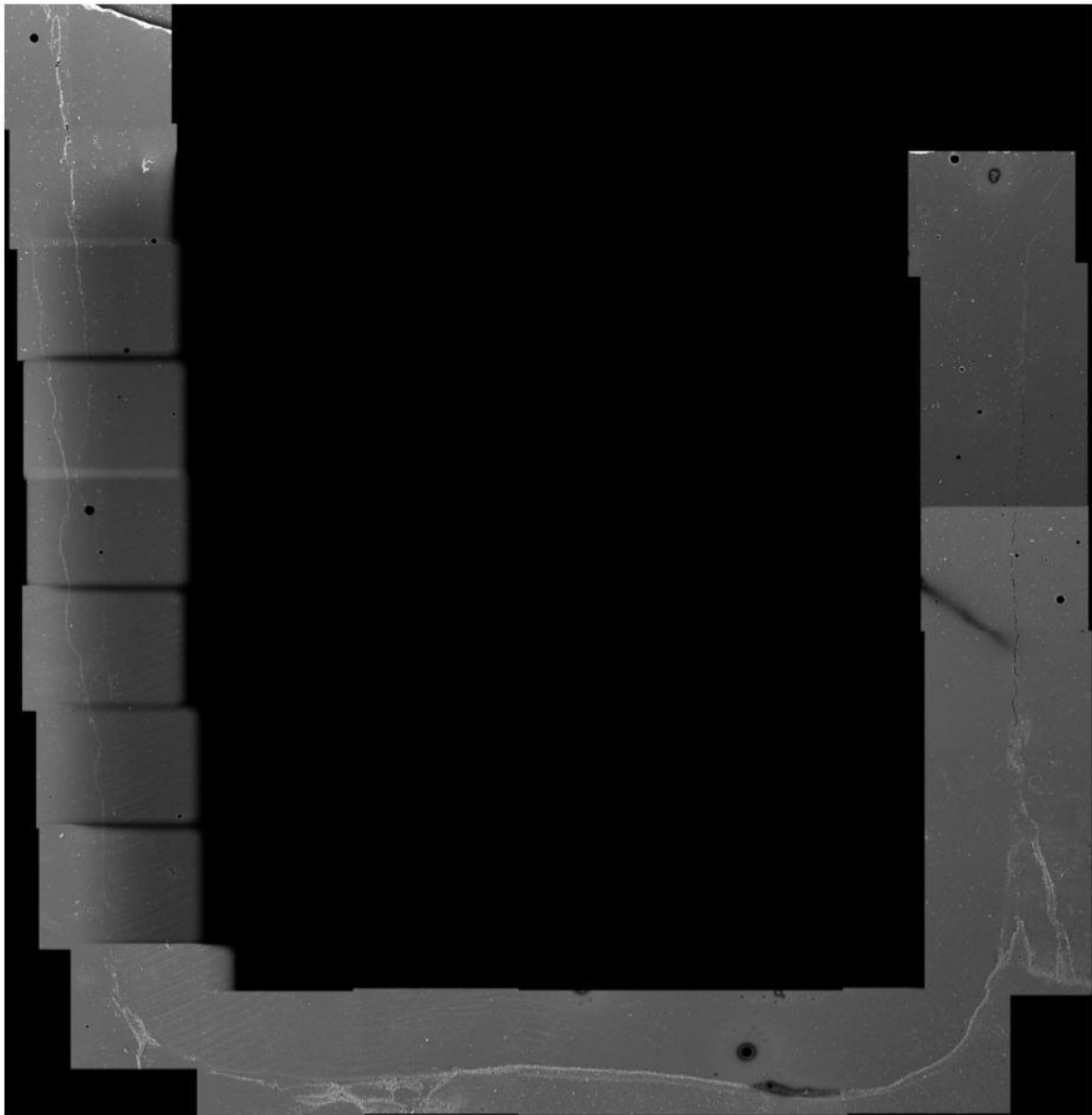


Abbildung 9: Die einzelnen Abschnitzaufnahmen, die bei der segmentweisen Betrachtung des Füllungsrandes bei 200-facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop erstellt wurden, wurden am PC mit dem Programm ImageJ verknüpft und so zu einer Gesamtansicht der jeweiligen Kavitäten zusammengefügt. Im Anschluss erfolgte dann die marginale Analyse unter Zuhilfenahme von KHK's-jQuantiGap (Kunzelmann, 2014). Die einzelnen Zähne wurden in der Mitte der Kavität mittels einer Zahl von 1-8 nummeriert, um sicherzustellen, dass jede Replik zweifelsfrei zugeordnet werden kann. Bei genauerer Betrachtung kann man an den oberen beiden Enden der u-förmigen Gesamtkavität die beiden jeweils horizontal verlaufenden Markierungsrillen erkennen, die den Start- bzw. Endpunkt der auszuwertenden Areale darstellen. Die Richtung in welcher die Aufnahmen und in Folge die Auswertung erstellt wurden, folgte dabei dem Uhrzeigersinn.

## **6 Diskussion**

### **6.1 In-vitro Untersuchung**

Ergebnisse, die in einem in-vitro-Versuch ermittelt wurden, können nicht immer eins zu eins auf die klinische Situation übertragen werden. Bei der vorliegenden Untersuchung wurde dennoch großer Wert auf die Vorgabe gelegt, die klinische Situation möglichst realitätsnah zu simulieren und zu imitieren. Durch in-vitro-Tests werden relative Schätzwerte ermöglicht, die Hinweise auf die Bewertung des marginalen Adaptationsverhaltens von Restaurationswerkstoffen liefern (Hannig et al. 1999). Zur Analyse neuer Werkstoffe, wie Filtek™ One Bulk Fill Restorative, die sowohl während der Entwicklungsphase, als auch nach der Markteinführung erfolgt, kann auf in-vitro-Untersuchungen jedoch nicht verzichtet werden (Roulet et al. 1984).

Die Untersuchungsmethode der vorliegenden Studie kam bereits in zahlreichen vergleichbaren Tests mit einem ähnlichen Kontext zum Einsatz und gilt allgemein hin als etablierte Herangehensweise (Krejci et al. 1990). Dabei sind Variationen des Versuchsaufbaus möglich. Es können Unterschiede der Abdruckzeitpunkte, der verwendeten Geräte, wie z.B. dem Thermowechselbad, Kausimulator oder REM, oder der Materialien für die Replikatechnik, z.B. Abformmaterial, Replikamaterial oder Sputter-Coating, vorliegen. Auch kann die Versuchsanordnung selbst in unterschiedlichen Varianten ablaufen, z.B. Zyklenzahl oder Wassertemperatur bei der thermo-mechanischen Belastung, Lagerungsmedium und -temperatur, aber auch Software zur Auswertung und Statistik, etc.

### **6.2 Untersuchungsmethode**

Allgemein betrachtet entscheidet die Schnittstelle zwischen dem Zahngewebe und dem Restaurationsmaterial über den klinischen Langzeiterfolg des Zahnersatzes. Zur Untersuchung des Randbereichs können mehrere Untersuchungsmethoden eingesetzt werden, wie z.B. Penetrationsprüfungen mit Farbstoffen oder Isotopen, Silbernitratbeizungen, Perlokaltionstests oder Prüfungen auf bakteriologischer Basis (Roulet 1994a; Schaller et al. 1988).

Eine Methode, die in der Vergangenheit häufig verwendet wurde ist die Farbpenetrationsprüfung. Seit hydrophile Dentinhaftvermittler verwendet werden stellt sie



in der heutigen Zeit jedoch kein gültiges Verfahren mehr dar. Undichte Abschnitte des Randes lassen sich zwar farblich gut sichtbar darstellen, jedoch kann dabei nicht exakt unterschieden werden, ob diese fehlerhaften Abschnitte dem Füllungsmaterial oder dem Dentinadhäsiv zuzuordnen sind. Zusätzlich zu Verfärbungen in möglichen Randspalten entlang der Adhäsiv-Grenzflächen zu Dentin, Schmelz und Restaurationsmaterial durch die Kapillarkräfte, können sich nämlich auch die Dentinhaftvermittler innerhalb der gesamten Dentinbindungsschicht verfärben. Dies kann eine Unterscheidung der verschiedenen Ursachen für diese Verfärbungen erheblich erschweren. Während Verfärbungen vom ästhetischen Standpunkt betrachtet zwar als ungünstig anzusehen sind, ist die Vitalität des Zahnes dabei nicht in Gefahr, da trotzdem ein enger Randschluss gegeben ist. Im Gegensatz zu oberflächlichen Verfärbungen hat eine spaltbedingte Farbstoffaufnahme jedoch schwerwiegendere Folgen für die Zahnvitalität, weil Bakterien oder deren Stoffwechselprodukte eine Entzündung der Pulpa hervorrufen können. Zudem eignen sich Penetrationstests ausschließlich für in-vitro-Studien und sind wegen ihrer nur einmalig möglichen Anwendung als eine nicht signifikante Beurteilung von Langzeitstudienresultaten anzusehen (Roulet 1987b).

Eine andere, weit verbreitete, ältere, doch etablierte, Prüfmethode für adhäsive Füllungswerkstoffe ist die Untersuchung der Zug- und Scherhaftung (Versluis et al. 1997). Werkstoffproben dieser Art sind mit vergleichsweise weniger Aufwand und größerer Einfachheit zu verwirklichen als andere Verfahren. Daneben gibt es die Möglichkeit auf viele Vergleichsstudien zurückzugreifen. Sie vermögen jedoch nicht die konkreten anatomischen Voraussetzungen und Verhältnisse eines natürlichen, menschlichen Zahnes darzustellen, bzw. nachzuempfinden. Die Werkstoffschrumpfung des Füllungsmaterials kann zudem nur eindimensional einbezogen werden. Weitere Nachteile liegen in der nicht-realtätsnahen Berücksichtigung des Konfigurationsfaktors, sowie der nahezu unmöglichen Evaluation von kariös verändertem Dentin (Hickel et al. 2001). Darüber hinaus ist die deutliche Streubreite der Daten, die aus solchen Untersuchungen hervorgehen können, zu erwähnen (Finger 1988).

Ferner gibt es auch Testmethoden auf morphologisch visueller und taktil klinischer Basis, sowie die quantitative Randanalyse, die auf ein Rasterelektronenmikroskop und die Replikations-Technik angewiesen ist. In der vorliegenden Studie wurde die quantitative Randanalyse verwendet, um die Randadaptation und Randqualität zu bewerten (Roulet et al. 1989). Die Replikations-Technik macht die quantitative Randanalyse zu einer indirekten Untersuchungsmethode, bei der die Abdrucknahme und Replikaherstellung als

zusätzlich mögliche Fehlerquellen betrachtet werden können. Jedoch bietet sie den Vorzug, dass die originalen Probezähne nicht weiter belastet und theoretisch auch mehrfach analysiert werden könnten. Gegenüber anderen Untersuchungs- und Bewertungsverfahren hat die langjährig bewährte quantitative Randanalyse einige Vorteile bei der Erprobung von adhäsiven Restaurationen (Dietschi et al. 1995; Friedl et al. 1997; Haller 1994; Kunzelmann et al. 1993; Lösche et al. 1996).

Moderne Möglichkeiten zur Untersuchung der Füllungsråder bieten die optische Kohärenztomographie, unter der Verwendung 3D-fähiger OCT-Systeme, oder die Mikrocomputertomographie, bei der MikroCT-Geräte zum Einsatz kommen. OCT stellt ein bildgebendes Verfahren dar, mit dem dreidimensionale Aufnahmen aus diversen streuenden Materialien in Mikrometerauflösung erstellt werden können. Einer guten Reproduzierbarkeit und der mehrfachen Verwendbarkeit der Proben stehen dabei jedoch Einschränkungen bei der Eindringtiefe gegenüber. Nach heutigem Stand der Technik ist diese auf nicht mehr als 3 mm beschränkt (Fujimoto et al. 2000). Bei der MikroCT-Prüfung ist eine höher auflösende Untersuchungstiefe bei über 8  $\mu\text{m}^3$  möglich. Allerdings befinden sich die Proben nach dem Scan nicht mehr im Ausgangszustand, da die Abbildung von eventuellen Spaltbereichen beim MikroCT über das Eindiffundieren einer Silbernitratlösung erfolgt.

Verglichen mit der Mikrocomputertomographie und der optischen Kohärenztomographie unterliegt die quantitative Randanalyse keinen Limitationen bei der Auflösung, die durch die Voxelgröße bedingt sind. Ebenso wenig findet eine Beeinflussung der Ergebnisse durch Rekonstruktionsartefakte statt, wie es bei der Mikrocomputertomographie der Fall ist. Es findet keine Manipulation oder Veränderung der Proben statt, da nur die Replikas zur Auswertung herangezogen werden. Einschränkungen und Grenzen durch unvorhersehbare Absorption, Streuung oder Reflexion von Licht, wie bei der optischen Kohärenztomographie, bleiben aus. Bei der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop können durch die hohe Bildauflösung bei 200-facher Vergrößerungsstufe bereits geringfügige Unregelmäßigkeiten und frühe Fehlerbereiche der marginalen Integrität analysiert werden (Gängler et al. 1990).

Obwohl sich die quantitative Randanalyse als zweidimensionales Auswertungsverfahren nur auf oberflächliche Spalten beschränkt und unterhalb der Füllungsoberfläche nicht hinreichend aussagefähig ist, hat sie genau definierte Kriterien wie die Definition eines Spaltes, der größer als 1  $\mu\text{m}$  sein muss. Ein derart dimensionierter Spalt ist, im Gegensatz zu geringeren Unvollkommenheiten im Randbereich, einfach und reproduzierbar zu

interpretieren sind. Über postoperative Empfindlichkeiten oder eine mögliche Auflösung des Verbunds im Inneren der Kavität und die dadurch kompromittierte langfristige mechanische Stabilität, erlaubt die quantitative Randanalyse jedoch keine Aussagen. Wenn Bakterien an der Oberfläche des Zahnes oder der Restauration anhaften, können diese mit ihren sauren und/oder toxischen Stoffwechselprodukte von der Oberfläche aus in das Zahngewebe gelangen oder entlang der Adhäsivgrenzfläche eindringen. Daraus lässt sich schließen, dass Diffusionsvorgänge von Bakterien oder ihrer metabolischen Produkte in die Grenzfläche unwahrscheinlich sind, sofern die Oberfläche keine Füllungsspalten hat und eine perfekte Randadaption aufweist.

Letztlich liegt einer der wichtigsten Vorzüge der quantitativen Randanalyse darin, dass Zahnproben unter klinisch relevanten Umständen untersucht werden können. So wird der gesamte Ablauf von der Präparation bis hin zur Restauration und Politur, mitsamt Wasserlagerung und thermo-mechanischer Belastungsprüfung, zur Beurteilung eines kompletten Füllungssystems, bestehend aus Oberflächenkonditionierung, Dentinadhäsiv und Restaurationsmaterial, verwendet. Dabei wird eine Vielzahl von Variablen abgedeckt, wie die Haftfestigkeit des Dentin-Haftvermittlers, das Polymerisationsspannungsverhalten der Restauration, die Lichtintensitätsschwankungen in einer komplexen Kavität, die Durchhärtungstiefe, mechanische Eigenschaften, wie z.B. der Elastizitätsmodul, oder Änderungen der Schrumpfungsvektoren, aufgrund der unterschiedlichen Gewebe, die behandelt werden.

### **6.3 Diskussion der Ergebnisse**

Verglichen mit Amalgam, wird bei adhäsiven Füllungen mit Kompositmaterialien nicht nur ein initialer, sondern ein permanenter, dauerhaft perfekter Randständigkeitswert erwartet. Dies ist obligat, weil es bei Kompositen, im Gegensatz zum Amalgam, nicht zur Entstehung von Korrosionsendprodukten kommt und daher keine damit assoziierte sekundäre Abdichtung der Randspalten im Nachgang möglich ist (Krejci et al. 1986).

Zur Definition der Randbereiche einer Kavitäten wurde in der Studie auf klare Kriterien gesetzt: Die Maladaptation am Füllungsrand musste für eine Einstufung als Spalt eine Breite von mehr als 1 µm aufweisen (Abbildung 7). Auf diese Weise können geringfügige Unregelmäßigkeiten des Randbereichs, die im Zuge der Replikaherstellung entstehen können, ausgeschlossen werden. Als Faustregel kann jedes Resultat, das besser als 80% ist, grundsätzlich als hervorragendes Ergebnis angesehen werden.

Vergleichbare Studien mit ähnlichen Haftvermittlersystemen und Füllungswerkstoffen zeigen häufig einen Einfluss der thermischen Wechselbelastung auf die Randqualität, da die jeweiligen Wärmeausdehnungskoeffizienten des Füllungswerkstoffes und der Zahnhartsubstanz differenzieren (Krejci et al. 1993; Kunzelmann et al. 1993; Mehl et al. 1994). Jedoch können auch die Auswirkungen der mechanischen okklusalen Druckbelastung der Kausimulation dargestellt werden. Belastungen in axialer Richtung können die Füllungskavitäten in einer Größenordnung von 0,1 bis 1,0  $\mu\text{m/kg}$  verformen, was zur Ablösung des Restaurationsmaterials in einzelnen oder mehreren Randsegmenten führen kann (Jorgensen et al. 1976; Qvist 1983; Raadal 1979). Auf welche Weise und in welcher Reihenfolge die thermo-mechanische Belastungssimulation stattfinden kann und zu welchen Zeitpunkten anhand von Abdrucknahmen untersucht werden soll, unterscheidet sich dagegen in der Literatur (Davidson and Abdalla 1993; Kunzelmann et al. 1993; Schuckar and Geurtsen 1995; Stewart et al. 1986; Wendt et al. 1992). In einer Vielzahl von Studien konnte aufgezeigt werden, dass die Thermowechselbelastung und die Kausimulation eine Entstehung von Randspalten begünstigt (Erickson and Jensen 1986; Lundin and Noren 1991; Mandras et al. 1991; Stratmann and Donly 1991). Im Gegensatz dazu liegen aber auch zahlreiche Untersuchungen vor, in denen man keine negativen Einflüsse auf die Randqualität feststellen konnte (Darbyshire et al. 1988; Munksgaard et al. 1985; Stewart et al. 1986). Diese Opposition bei den Ergebnissen könnte man einerseits auf die Unterschiede der einzelnen Werkstoffe und Verarbeitungstechniken zurückführen, andererseits kommen aber auch die Art und der Ablauf der Belastungsprüfungen, sowie die Lage des Restaurationsrands als Begründung in Frage (Davidson and Abdalla 1993). In der vorliegenden Studie wurde die thermische Wechselbelastung vor der Kausimulation durchgeführt. Danach wurden beide Einflüsse simultan zum Abdruckzeitpunkt t-2 untersucht. Dies sollte die künstliche Alterung der Restaurationen nach einer ca. fünfjährigen Tragedauer im Mund eines Patienten unter physiologischen Bedingungen simulieren (Kunzelmann 1998).

Analysiert wurden zwei Lokalisation, der schmelzbegrenzte proximale Kasten und der dentinbegrenzte proximale Kasten. Beide Kavitätenseiten befanden sich dabei an der gleichen Zahnprobe. Durch den direkten Vergleich des identischen natürlichen Zahngewebes für beide Kavitätenkonfigurationen wurde versucht, die Abweichungen möglichst gering zu halten. Da es sich bei den getesteten Zähnen um echte menschliche Molaren handelt, wiesen die Proben eine teils komplexe morphologische Vielfalt des okklusalen Reliefs auf. Aufgrund der erschwerten Möglichkeit zur Ausarbeitung und Politur solcher okklusal gelegener Füllungsanteile, verzichtete man auf die Evaluation der

okklusalen Randbereiche, um Materialüberschüsse zu vermeiden. Überschüsse können marginale Spalten ebenso verdecken wie perfekte Füllungsråder. Ein Materialüberschuss stellt ein Anzeichen dafür dar, wie gründlich die Füllung vom Untersucher gelegt wurde. Der okklusale Randbereich ist nur durch den Schmelz begrenzt und hält daher, im Gegensatz zur schmelzbegrenzten approximalen Kavität, keine zusätzlichen Informationen bereit. Der schmelzbegrenzte Kasten ist zudem sehr gut mit dem dentinbegrenzten approximalen Kasten vergleichbar, was die Orientierung der Schmelzprismen und der Dentintubuli, sowie die Größe und Form der Kavität betrifft. Eine Ausnahme stellt hierbei lediglich die Tiefe des approximalen Kastens dar.

Betrachtet man die Ergebnisse der Varianzanalyse für die schmelzbegrenzte approximale Kavität, kann man zwei homogene Untergruppen interpretieren. Im Nachfolgenden werden die Abkürzungen aus Tabelle 2 für die einzelnen Materialien verwendet:

Nur die Gruppen, welche unter die Bezeichnung Untergruppe a fallen, unterscheiden sich signifikant von den Materialien, die zur Untergruppe b gezählt werden. Das bedeutet, dass sich FiltekOneBF5mmSelfE und FiltekSupremeXTESBUnivSelectE, welche beide zur Untergruppe a gezählt werden können, mit statistischer Signifikanz von FiltekSupremeXTESBUnivSelfE unterscheiden. Sämtliche anderen Materialien sind Teil beider Untergruppen. Dies ist bei näherer Betrachtung des Balkendiagramms in Abbildung 4 nochmals deutlicher veranschaulicht: FiltekOneBF5mmSelfE und FiltekSupremeXTESBUnivSelectE weisen beide eine 100-Prozent-Rate der perfekten Randadaptation auf, wohingegen FiltekSupremeXTESBUnivSelfE die höchste Anzahl von Randspalten aller getesteter Gruppen aufweist.

Obwohl keine ausreichenden Informationen über die Elastizitätsmodule und die Polymerisationsschrumpfung der untersuchten Materialien vorliegen, kann angenommen werden, dass Filtek™ Supreme XTE eine höhere Rate der Polymerisationsschrumpfung aufweist als Filtek™ Bulk Fill Posterior oder Filtek™ One Bulk Fill. Dies kann die Menge an Randspalten in der selbstätzenden Gruppe ebenfalls erklären, da Scotchbond™ Universal Adhesive im Selbstätzmodus schwächer am Zahnschmelz haftet, als wenn es zusammen mit einer selektiven Schmelzätzung angewendet wird.

Verglichen mit den Ergebnissen der dentinbegrenzten approximalen Kavität von Filtek™ Supreme XTE (Abbildung 5Abbildung 6), zeigen die Ergebnisse der schmelzbegrenzten approximalen Kavität von Filtek™ Supreme XTE (Abbildung 4), dass die dentinbegrenzten Randabschnitte geringfügig mehr Spalten in der Gruppe der selektiven

Schmelzätzung aufweisen (Abbildung 5). Ein Grund hierfür könnte sein, dass das 32%ige-Phosphorsäuregel Scotchbond™ Universal Etchant die Dentinoberfläche überätzt hat und der adhäsive Verbund infolgedessen durch polymerisationsbedingte Schrumpfungs- und Spannungseffekte fehleranfälliger wurde. Sobald das schwächste Glied versagt hat, welches in diesem Fall der dentinbegrenzte Restaurationsrand darstellt, werden die Spannung innerhalb des Systems freigesetzt und der andere Randabschnitt, durch diese Spannungsentlastung, von einem Ablösen bewahrt. Dies lässt sich an den Bereichen des Schmelzrandes der dentinbegrenzten approximalen Kästen von Filtek™ Supreme XTE beobachten. Interessant ist dabei, dass alle anderen Gruppen, ob Filtek™ One Bulk Fill oder Filtek™ Bulk Fill Posterior, ob selektiv schmelzgeätzt oder selbstätzend angewendet, einen perfekten Füllungsrand entlang aller Randabschnitte der dentinbegrenzten approximalen Kästen aufweisen (Abbildung 5).

Obwohl diese Resultate für die verschiedenen Füllungsmaterialien zunächst vielversprechend wirken, und man die Vermutung anstellen könnte, dass diese Erkenntnisse durch verminderte Kontraktionsspannungen der beiden Bulk Fill Materialien, Filtek™ One Bulk Fill und Filtek™ Bulk Fill Posterior, zu erklären sind, sollte man dennoch zurückhaltend gegenüber ihrer Aussagekraft argumentieren, weil die Ergebnisse unter perfekten Bedingungen im in-vitro-Versuch entstanden sind. Da der Zugang zum Zahn, bzw. zur Kavität bei der Herstellung im Labor nicht durch etwaige Nachbarzähne eingeschränkt worden war, konnten die Füllungsråder perfekt ausgearbeitet werden. Darüber hinaus kann der Applikationsprozess in dieser Untersuchung grundsätzlich als perfekt angesehen werden, da keine Kontaminationen durch Blut, Speichel oder Sulkusflüssigkeit das Endergebnis kompromittieren konnten.

Nachdem die Ergebniszahlen auf eine signifikante Nachkommastelle gerundet wurden, wiesen alle untersuchten Gruppen zu jedem Zeitpunkt einen perfekten Randanteil von mindestens 90 Prozent auf, was man als exzellentes Resultat ansehen kann.

Ein Punkt, der bei der Untersuchung durchaus überrascht hat, war, dass trotz der allgemein deutlich schlechteren marginalen Adaptation von Filtek™ Supreme XTE, kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen von Filtek™ Supreme XTE (FiltekSupremeXTESBUnivSelectE und FiltekSupremeXTESBUnivSelfE) und den anderen Prüfgruppen mit einem, in den dentinbegrenzten Kavitäten, zu 100 Prozent perfekten Rand, festgestellt werden konnte. Es erwies sich als schwierig eine Erklärung für diese Extravaganz zu finden. Es ist möglich, dass es die Konstellation – große Anzahl von Prüfgruppen, bei zugleich geringer Anzahl von Einzelproben pro Gruppe – nicht

ermöglicht, einen signifikanten Beweis für diesen eindeutigen Unterschied zu liefern. Es bleibt zu erwähnen, dass sogar versucht wurde, diese Besonderheit in einem nichtparametrischen Test zu überprüfen, wobei sich das Endergebnis nicht geändert hat. Wohl wissend, dass die Einzelprobenanzahl für eine sachgemäße Varianzanalyse zu gering ist und andere Statistiker der theoretischen Korrektheit halber vorziehen würden eine, praktisch sehr schwierig umzusetzende, sehr große Probenanzahl ausgewertet zu haben, könnte in diesem Fall die Konsultation eines professionellen Statistikers hilfreich sein, um immerhin eine theoretische Erklärung auf diese Frage zu finden.

Grundsätzlich setzt der Wert der Statistik an der Masse der Messparameter an, die aus der Beurteilung der Aufnahmen am Rasterelektronenmikroskop resultiert (Krejci et al. 1994; Kunzelmann et al. 1993; Roulet 1988). Darin inbegriffen ist eine Vielzahl von Variablen, wie die Haftwerte des Dentinadhäsivs, die Auswirkungen der Polymerisationsspannungen, die Schwankungen der Lichtintensität innerhalb der Kavität, die Durchhärtungstiefe, einzelne mechanische Eigenschaften, wie z.B. der Elastizitätsmodul, oder Änderungen der Schrumpfungsvektoren. Dies erlaubt eine geringere Größe der Prüfgruppen (Blunck 1989). Aus den Resultaten mehrerer Studien ging hervor, dass auch mit einer geringeren Anzahl von Probenzähnen präzise Kernaussagen getroffen werden können (Blunck 1989; Roulet 1987a). Nachdem die prozentuelle Beurteilung des Anteils jeder definierten marginalen Qualität am Restaurationsrand bestimmt wurde (Haller 1994; Roulet 1988; Roulet 1987a), erfolgte die Weiterverarbeitung der Ergebnisse mit dem ANOVA-Verfahren.

## **6.4 Material und Methode**

### **6.4.1 Kavitätenpräparation**

Da es sich bei den Kompositen um ein adhäsives Füllungsmaterial handelt, sollte die Präparation des Zahnes substanzschonend und defektorientiert erfolgen (Lutz 1985). Es ist nicht mehr erforderlich eine makromechanische Retentions- und Widerstandsform zu schaffen, wie es beispielsweise beim Dentalamalgam erforderlich ist (Buonocore 1955; Lösche and Blunck 1988). Verglichen mit einer rechtwinkligen Angulation, zeigten verschiedene Untersuchungen, dass eine leichte Abrundung der Eckbereiche einer Kavität einen besseren Randschluss des Komposits erzeugen kann (Douvitsas 1991; Lutz 1985).

Gemäß diesen Vorgaben wurden die Klasse-II-Kavitäten in dieser Untersuchung präpariert. Es wurde versucht bei allen präparierten Zähnen eine möglichst idealisierte und gleichartige Konfiguration der Kavitäten zu erreichen. Unter klinischen Voraussetzungen

kann eine derart idealisierte Gestaltung der Kavität häufig nicht gewährleistet werden, da sich der Grad des Substanzabtrages an der Ausdehnung der kariösen Läsion oder der Größe der vorangegangenen Füllungsrestauration orientiert. Aus diesen Gründen können Kavitäten in der Realität manchmal größer ausfallen. Zwischen der Kavitätengröße und dem Werkstoffverhalten bei der Verarbeitung besteht eine Korrelation. Je größer eine Kavität ist, desto stärker kann sich der Einfluss nachteiliger Faktoren, z.B. der Schrumpfungsvorgänge bei der Lichtpolymerisation, auf das Randschlussverhalten der Restauration auswirken (Lutz et al. 1986).

In der vorliegenden Studie wurde die Kavitätengröße so gewählt, dass für jeden Zahn möglichst realistischen Bedingungen bei der Füllung eines Schmelzdefektes und der eines Schmelz-Dentindefektes simuliert werden können (Lutz 1985). Der Vorgang ist in 4.3.1 beschrieben. Es handelt sich um eine Präparationsform, die bei vergleichbaren Untersuchungen und Tests in der Vergangenheit, mehrfach zum Einsatz kam und daher eine gute Vergleichbarkeit liefert. Es bleibt zu bemerken, dass sich die Präparation nicht zwingend an Komposit als Füllungswerkstoff orientierte. In jeder dieser standardisierten Kavitäten wäre auch eine Versorgung mit Dentalamalgam möglich gewesen.

#### **6.4.2 Fülltechnik**

Bei der Verarbeitung von Ätzel, Dentinadhäsiv und Füllungskomposit wurde streng nach Herstellerangaben des jeweiligen Materials vorgegangen. Auf das Legen von Unterfüllungen wurde verzichtet.

Die selektive Ätztechnik beschränkte sich nur auf die Schmelzareale der Kavitäten. Bei der Verwendung des Ätzgels erwies sich die Applikation mittels der, im Lieferumfang enthaltenen, Dispensing Tips als gut dosierbar. Die zielgenaue Ätzung des Zahnschmelzes wurde damit erleichtert. Vergleichbare Applikationshilfen gibt es auch bei anderen gängigen Phosphorsäurepräparaten, die im zahnärztlichen Praxisalltag verwendet werden.

Die Anwendung des Dentinadhäsivs mittels Microbrush-Bürstchen aus einer 5 ml-Flaschenkappe stellt ebenfalls ein gängiges Verfahren dar. Alternativ dazu gibt es Scotchbond™ Universal Adhesive auch in Form der sogenannten „L-Pop“-Packungen. Es handelt sich dabei um vorportionierte 3 ml-Päckchen, die aktiviert, und dadurch auf einen standardisierten Microbrush-Pinsel aufgebracht werden. Diese Anwendungsform ist also nahezu identisch mit der Anwendung aus der Flaschenkappe. Nur dass bei letzterer auch feinere Pinsel verwendet werden können, sollte es die Kavitätenkonfiguration erfordern.



Während der Verarbeitung der drei verschiedenen Komposite ließ sich feststellen, dass sich die Handhabung unterscheidet. In puncto Materialverhalten beim Anfließen und Deformieren, also den rheologischen Charakteristika der Werkstoffe, zeigten sich Viskositätsunterschiede, welche die Anwendung beeinflussen konnten. Die beiden Bulk-Fill-Komposite ließen sich dabei von dem konventionellen Nano-Hybridkomposit differenzieren.

Filtek™ One Bulk Fill Restorative zeichnete sich durch den besten Kompromiss aus Fließverhalten, thixotroper Deformierbarkeit und Modellierbarkeit aus. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative wurde als geringfügiger hochvisköser empfunden, zeichnete sich aber ebenfalls durch eine einfache und zielgenaue Anwendung und Handhabung aus. Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative wies eine höhere Viskosität als die beiden Bulk-Fill-Werkstoffe auf und war dadurch diffiziler zu verarbeiten. Dies führte, neben der Anwendung in der zeitaufwendigeren Inkrementtechnik in 2 mm-Schichten, zu einer vergleichsweise längeren Dauer bis zur Fertigstellung der Klasse-II-Füllung mit Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative.

Für die Zahnarztpraxis lässt sich daraus also ableiten, dass mit diesen Bulk-Fill-Kompositen eine kürzere Behandlungssitzung erfolgen kann, als mit dem Nano-Hybridkomposit. Es sollte erwähnt werden, dass es sich insgesamt um einen Zeitunterschied von etwa 2 bis 5 Minuten handeln würde.

#### **6.4.3 Lichtpolymerisation**

Da die verwendeten Bulk-Fill-Komposite in bis zu 5 mm dicken Inkrementen angewendet werden können, was die 2,5-fache Schichtdicke des konventionellen Komposits darstellt, ist die Verwendung einer leistungsstarken Lichtlampe unabdingbar, um auch die tieferen Areale des Komposits bei der Polymerisation noch mit ausreichend Lichtintensität zu versorgen. Es gilt eine lichtstarke Polymerisationslampe mit einer hohen Lichtintensität von ca. 1000 bis 1200 mW/cm<sup>2</sup> (Tauböck and Attin 2013) zu verwenden. Füllungen und Dentinadhäsiv wurden in der vorliegenden Studie allesamt mit der Polymerisationslampe Elipar DeepCure-L lichtgehärtet, welche mit einer Lichtintensität von 1.470 mW/cm<sup>2</sup> angegeben ist. Der Hersteller räumt jedoch ein, dass dieser Wert pro Gerät um -10% bis +20% schwanken kann; also zwischen 1323 mW/cm<sup>2</sup> und 1764 mW/cm<sup>2</sup> liegen kann. Zudem empfiehlt die Herstellerinformation das Modell Elipar DeepCure-L speziell für die Verwendung mit der Filtek™-Komposit-Produktreihe. Vergleichsweise dicke Bulk-Fill-Inkmente sollen damit zuverlässig und gleichmäßig polymerisiert werden können.

Um die Lichtintensität zu überprüfen, wurde der Wert der Polymerisationslampe in regelmäßigen Abständen, einmal wöchentlich, mit einem Bluephase-Meter kontrolliert. Obwohl es sich nicht um die ideale Methode zur Bestimmung der Lichtintensität in absoluten Zahlen handelt, stellt das verwendete Messinstrument dennoch eine gültige Methode zur Überwachung dar. Der Messwert der Lichtintensität hat sich im Verlauf der Untersuchung nicht verändert und belief sich dabei kontinuierlich auf 1520 mW/cm<sup>2</sup>.

In der Praxis sind für eine inkrementelle Durchhärtungstiefe von bis zu 5 mm, neben der Verwendung der geeigneten Polymerisationslampe mit der korrekten Lichtintensität, auch noch andere Faktoren mitentscheidend. Die exakte Polymerisationszeit spielt ebenso eine wichtige Rolle, wie eine möglichst ideale Ausrichtung der Lichtlampe bzw. ihres Lichtaustrittsfensters. Die Werte für die Polymerisationsdauer der einzelnen Materialien sind 4.3.3 und 4.3.4 zu entnehmen. Die Positionierung des Lichtaustrittsfensters erfolgte so nah wie möglich am Komposit, ohne die Füllung mit dem Lichtleiter zu deformieren (Abbildung 22).

#### **6.4.4 Ausarbeitung und Politur**

Die Ausarbeitung und Politur ist für das Langzeitüberleben einer Kompositfüllung von hoher Wichtigkeit. Im Laborversuch war dieser Schritt wesentlich einfacher durchzuführen, als es im Rahmen der beengten Situation im Mund eines Patienten der Fall gewesen wäre, da sich keine Einschränkungen ergaben, wie z.B. durch die Kieferöffnung, Kontaminationsgefahr durch Blut oder Speichel, Zungenmotilität, etc.

Für eine suffiziente Ausarbeitung und Politur wird empfohlen auf bewährte rotierende Diamanten feinsten Körnung und flexible Kunststoffscheibchen, die mit Aluminiumoxid beschichtet sind, in abnehmender Korngröße zurückzugreifen. Weil die organischen Bestandteile der Matrix und die beigemengten anorganischen Füller in gleichem Maße abgetragen werden, kann das Füllungsmaterial auf diese Weise effektiv geglättet werden (Chen et al. 1988). Je glatter eine Kompositoberfläche poliert werden kann, desto geringer ist das Risiko der Plaqueadhäsion und –retention. In Folge derer könnte es nämlich zu marginalen Verfärbungen und schließlich der Ausbildung einer Sekundärkaries kommen (Chen et al. 1988; Roeters et al. 1992; Schmid et al. 1991; Vanherle et al. 1989). Zugleich kann man so Rücksicht auf die Schonung angrenzender Zahnhartsubstanzen nehmen (Roulet 1987b; Schmid et al. 1991). Da Füllungsüberschüsse die Auswertung am REM erschweren, sollten diese bei der Ausarbeitung und Politur möglichst vollständig entfernt werden (Hannig and Bott 2000). Das Ziel liegt dabei in der Entfernung der

Sauerstoffinhibitionsschicht, die sich an der Oberfläche eines jeden Kompositmaterials ausbildet. Im in-vitro-Versuch ließen sich die Überschüsse suffizient und vergleichsweise einfach entfernen.

Die Bestandteile eines Komposits, welche die finale Glätte und den wahrgenommenen Glanz bei der Lichtreflexion, sowie das Verhalten des Werkstoffs bei der Polierbarkeit vorgeben, sind die beigemengten anorganische Füllstoffe. Trotz der Abweichungen bezüglich der Viskosität, die bei der Verarbeitung der verwendeten Materialien festgestellt wurde, konnten rein visuell keine entscheidenden Unterschiede bei der Polierbarkeit, sowie der Anmutung der Glätte und des Glanzes der Oberfläche, festgestellt werden.

#### **6.4.5 Wasserlagerung**

Kompositwerkstoffe und Dentinhaftvermittlersysteme haben die Eigenschaft, über Diffusionsvorgänge Wasser in ihre organische Kunststoffmatrix aufzunehmen. Es kommt dadurch zu Quellungseffekten (Cattani-Lorente et al. 1999; Kunzelmann et al. 1993; Rosenstiel et al. 1998). In welchem Maße die Wasseraufnahme erfolgt, ist vom Anteil und von der Art der Füllstoffe, sowie der Verbindung von Füllern und Kunststoffmatrix abhängig (Braden and Clarke 1984; Fan et al. 1985; Feilzer et al. 1988; Hirano and Hirasawa 1990; Oysaed and Ruyter 1986). Die Ausdehnung des Materials durch eine Wasseraufnahme wird als hygroscopische Expansion bezeichnet. Sie kann die Volumenverringern, welche durch die Polymerisationsschrumpfung bedingt ist, zu einem Teil ausgleichen und kompensieren (Koike et al. 1990; Torstenson and Brannstrom 1988).

Nach 24 h wurde der erste Abdruckzeitpunkt  $t=0$  bestimmt, da nach dieser Zeitspanne die vollständige Auspolymerisation und die, durch Feuchtigkeitsaufnahme bedingte Materialausdehnung, weitestgehend erfolgt ist (Feilzer et al. 1990; Feilzer et al. 1995). Um den Effekt der hygroscopischen Expansion der einzelnen Werkstoffe im Hinblick auf eine artifizielle Zahnalterung weiter zu untersuchen, wurden die Proben nach diesem Zeitpunkt für weitere 7 Tage in destilliertem Wasser bei 37°C im Wärmeschrank belassen.

#### **6.4.6 Thermo-mechanische Belastungs- und Alterungssimulation**

Das Komposit als artifizieller Füllungswerkstoff und der Zahn als biologische Hartsubstanz unterscheiden sich mitunter auch in ihren thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Temperaturwechselbelastungen können daher eine Spannungsentwicklung an der Grenzfläche des Haftverbundes herbeiführen (Schuckar and

Geurtsen 1995; Wendt et al. 1992). Insbesondere an der Grenzfläche zum Dentin stellte man häufig eine Ausbildung marginaler Desintegrationen fest (Mandras et al. 1991; Schuckar and Geurtsen 1995; Stratmann and Donly 1991). In vielen Laborversuchen ist es gängige Praxis die temperaturabhängige Werkstoffalterung, über die zyklische Testung in einem Thermowechselbad zu simulieren. Die Zahnproben sind dabei zwei Extremtemperaturen ausgesetzt, die mit thermischen Veränderungen im Mund eines Patienten verglichen werden können (Wendt et al. 1992). Die Thermowechselast gilt als realitätsnahe, kritische und aussagekräftige Testung des Füllungsrandes, obwohl die Häufigkeit der Temperaturunterschiede in der Mundhöhle über mehrere Jahre hinweg nur überschlagen und nicht exakt beziffert werden kann. Gängige Eckdaten vorangegangener Studien beliefen sich dabei häufig auf 2000 Zyklen mit einer Tauchzeit der Proben von jeweils 30 s bei 5°C und 55°C. Die Abtropfzeit zwischen dem Eintauchen in das kalte bzw. heiße destillierte Wasser betrug dabei zumeist 5 s (Blunck 1988; Haller et al. 1993; Kunzelmann 1998).

Neben der thermischen Belastung wird bei der Verschleißanalyse auch die Beeinflussung durch mechanische Reize untersucht. Man simuliert so die Restaurationsalterung durch die Kaubelastung im menschlichen Gebiss. Die physiologischen Kaukräfte eines Menschen liegen bei ca. 50 N (Gibbs et al. 1981). Die vertikale Füllungsbelastung in axialer Richtung vermag eine Deformation von 0,1 bis 1,0  $\mu\text{m}$  zu erzeugen, was zu Absprengungen des Kompositmaterials aus dem Füllungsverbund führen kann (Jorgensen et al. 1976; Qvist 1983; Raadal 1979).

Um die Kaubelastung in einer in-vitro-Untersuchung zu simulieren, kommen computergesteuerte Kausimulatoren zum Einsatz (Krejci et al. 1990; Kunzelmann 1998). Die Proben wurden während des Tests über eine Aluminiumhalterung auf flexiblen Sockelelementen aus Hartgummi gelagert. Damit wird ein Puffereffekt der Fixierung geschaffen, der den Proben eine gewisse abgleitende Minimalbeweglichkeit verschafft und die mechanische Belastung von okklusal abdämpft. Dies stellt eine Imitation der realen parodontal-ligamentären Aufhängung der Zähne dar (Krejci et al. 1990; Kunzelmann 1998). Zur Feuchthaltung der Zahnproben wurden die Prüfkammern mit destilliertem Wasser aufgefüllt. Die Temperatur des destillierten Wassers lag gleichbleibend bei Zimmertemperatur. Zur Simulation des okklusalen Antagonisten diente eine Kugel aus Degussit mit einem Durchmesser von 5 mm, welche hinsichtlich der Parameter Härte und Abrasionsbeständigkeit mit physiologisch nativem menschlichen Zahnschmelz vergleichbar ist (Kunzelmann 1998; Rice et al. 1984; Scheufele 2000). Verglichen mit

anderen Substanzen, stellt Degussit heutzutage bei Versuchen, die der Materialtestung dienen, das optimale Material dar (Scheufele 2000). Für den okklusalen Kontaktbereich mit dem antagonistischen Material werden die Zähne so positioniert, dass die Kraft möglichst realitätsnah in der zentralen Fossa der Restauration in axialer Richtung ansetzt. Mit Hilfe eines 3D-gedruckten Positionierungsstativs wurden die Proben der vorliegenden Studie zuvor so in ihren Probenhaltern ausgerichtet, dass sie die jeweils gleiche vertikale Höhe hatten und die antagonistischen Aluminiumoxidkugeln zeitgleich auf allen Proben auftreffen konnten. Die Parameter für den Belastungstest liegen bei einer Kraft von 50 N bei 50000 Zyklen und einer Frequenz von 1 Hz, was sich mit Versuchen aus der Vergangenheit deckt.

Um eine mögliche Einflussnahme der kombinierten thermo-mechanischen Belastung zu untersuchen, erfolgte zuerst die Thermowechselbelastung, dann die Entnahme der Zähne, Trocknung und Vorbereitung der Proben für die Kausimulation. Erst danach wurden die Abdrücke zum Zeitpunkt t-2 genommen. Die kombinierte thermo-mechanische Belastung kann auf diese Weise und mit diesen Parametern, die künstliche Alterung der Restaurationen nach einer ca. fünfjährigen Tragedauer im Mund eines Patienten unter physiologischen Bedingungen simulieren (Kunzelmann 1998).

#### **6.4.7 Replikatechnik und quantitative Randanalyse**

In der vorliegenden Studie werden die Füllungsråder zu drei Zeitpunkten auf mögliche Randspalten hin untersucht. Wenn ein Kompositmaterial über einen hohen Anteil an Spalten verfügt, ist die Füllung gefährdeter für das Eindringen von Bakterien und die damit verbundenen Folgen. Außerdem ist ihre Langzeithaltbarkeit durch eine schlechte Randqualität herabgesetzt. Zu je früheren Zeitpunkten (t-0, t-1, t-2) diese Randspalten auftreten, desto höher ist die Gefahr einer späteren Sekundärkaries und desto schlechter ist die Prognose bezüglich der Haltbarkeit des Komposits.

Um die Materialien auf Randspalten untersuchen zu können, gilt die quantitative Randanalyse am REM und die Replikatechnik, wie in 456.2 erläutert, als probates Mittel und hat sich in zahlreichen Studien mehrfach durchgesetzt. Die Proben bleiben unverändert, sodass eine Herstellung weiterer Replikas ermöglicht wird (Roulet 1987b). Replikas werden dafür aus Abdrücken der originalen Zahnproben hergestellt. Die Abformungen können z.B., wie im Versuch, mit Aquasil Ultra Monophase genommen werden. Als quadrafunktionales Polyvinylsiloxan und A-Silikon ist es konzipiert, um präzise Abdrücke mit einem gutem Anfließverhalten und einer hohen Genauigkeit zu

ermöglichen. Zur Gestaltung einer möglichst optimalen Adaptation und Formstabilität des Abdruckmaterials, wurden spezielle Abdruckformen mit einem 3D-Drucker hergestellt.

Das Replikamaterial, mit dem die Abformungen ausgegossen wurden, war Epoxy Resin. Da es sich um ein Material auf Epoxidharzbasis handelt, offeriert es eine Unempfindlichkeit gegenüber längerer Lagerungszeiten und eine gute Zeichnungsgenauigkeit der Kopiedetails (Kemp-Scholte and Davidson 1988; Roulet 1987a). Die Eigenschaften von beiden, Abformungs- und Replikamaterial zusammen, ermöglichen Untersuchungen mit einer hohen Genauigkeit und Reproduzierbarkeit, welche auch in breiter gefächerten Zeitintervallen als Verlaufsbewertung zuverlässig funktionieren können (Roulet et al. 1989; Roulet 1987b).

Mit dem Programm jQuantiGap konnten genaue Streckenbereiche als eine fortlaufende Linie am Bildschirm visualisiert, der Füllungsrand somit markiert und das Ergebnis einem Auswertungskriterium zugeordnet werden (Krejci et al. 1994; Roulet 1988; Roulet et al. 1989; Roulet 1987a). Nur Spaltbereiche von mehr als 1  $\mu\text{m}$ , wurden als echte Randspalten gewertet. Die einzelnen approximalen Grenzsegmente wurden für jede Kavität der Zahnprobe einzeln analysiert und in Schmelzrand (E) auf der schmelzbegrenzten approximalen Fläche, sowie Schmelzrand (ED) mit Dentinrand (D) auf der gegenüberliegenden dentinbegrenzten Seite differenziert. Die Analyse des Restaurationsrands für Schmelz, bzw. für Dentin, erfolgte dabei gesondert. Auf diese Weise konnte die Ergebnisquantifizierung vonstattengehen (Blunck 1989). Man erhält so Messungen mit guten bzw. schlechten Restaurationsspalten (Krejci et al. 1994; Kunzelmann et al. 1993).

Die in 4.9 beschriebene computergestützte Auswertung der REM-Aufnahmen wurde durch Frau Dr. Indra Nyamaa unterstützt, um Fehlerquellen bei der Auswertung zu minimieren. Da Dr. Nyamaa über langjährige Erfahrungswerte mit quantitativen Randanalysen verschiedenster anerkannter Projekte und Studien seit einem Zeitraum von mehr als 12 Jahren verfügt, wurde ihre Expertise bei der Auswertung berücksichtigt. Daher wurden die identischen Testkriterien verwendet, wie in sämtlichen Studien, bei denen Dr. Nyamaa die Auswertungsleitung inne hatte.

## 7 Zusammenfassung

Die fortlaufende Entwicklung dentaler Kompositfüllungsmaterialien und der Adhäsivtechnologie führte in den letzten Jahren zur Markteinführung fortschrittlicher High-Tech-Werkstoffe. Diese Komposite stellen mit ihren Eigenschaften eine echte Alternative zum etablierten Dentalamalgam dar und sind ihren Vorgängermaterialien weit überlegen. Neue Forschungsansätze der Industrie und eine veränderte Nachfrage von Seiten der behandelnden Ärzte, sowie der Patienten selbst, brachten moderne Materialien hervor, die bei Untersuchungen am Rasterelektronenmikroskop vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich ihres Randschlussverhaltens, der Polymerisationsschrumpfung, Abrasionsfestigkeit und Adaptation lieferten. Diese Resultate können, trotz einer weniger techniksensitiven und zeitintensiven Applikation, sowohl in schmelzbegrenzten, als auch dentinbegrenzten Kavitäten zustande kommen.

In der vorliegenden Studie wurden das konventionelle Schichtkomposit Filtek™ Supreme XTE, das bewährte Bulk-Fill-Komposit Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative und das experimentelle Nano-Bulk-Fill-Komposit Filtek™ One Bulk Fill Restorative in einer qualitativen und quantitativen Randanalyse miteinander verglichen. Im Rahmen der in-vitro-Untersuchung dieser drei modernen Kompositwerkstoffe für den Seitenzahnbereich am Rasterelektronenmikroskop wurden insgesamt 288 zusammengesetzte Gesamtkavitäten, bestehend aus mehr als 8640 Einzel-REM-Aufnahmen, die aus den Daten dreier verschiedener Untersuchungszeitpunkte resultierten, ausgewertet. Dabei wurden 96 Klasse-II-Kompositfüllungen gelegt und randomisiert auf 48 Probenzähne verteilt. Es gab 6 Testgruppen, die aus jeweils 8 extrahierten Molaren bestanden.

Die Präparation der Molaren erfolgte standardisiert, sodass die Präparationsgrenze der schmelzbegrenzten approximalen Extension 1 bis 1,5 mm koronal der Schmelz-Dentin-Grenze lag und die der dentinbegrenzten approximalen Extension 1 bis 1,5 mm apikal der Schmelz-Dentin-Grenze endete. Alle Materialien wurden mit dem identischen Adhäsivsystem Scotchbond™ Universal Adhesive konditioniert, welches selbstadhäsive Eigenschaften auf Schmelz und Dentin aufweist. Für jede Werkstoffgruppe wurde zusätzlich untersucht, welchen Einfluss das vorherige Ätzen des Zahnschmelzes mit dem Phosphorsäuregel Scotchbond™ Universal Etchant auf die Randqualität des selbstadhäsiven Dentinhaftvermittlers hat.

Nach Ausarbeitung und Politur der Füllungen wurden die Proben, bzw. die Füllungen unterschiedlichen Belastungsprüfungen mit Auswirkungen auf das Randverhalten unterzogen: Zunächst erfolgte die Auswertung der Effekte durch eine Probenlagerung für 24 Stunden bei 37°C in destilliertem Wasser, danach die der Auswirkungen einer Wasserlagerung für 7 weitere Tage. Im Anschluss daran wurden die Prüfvorrichtungen einer thermischen Wechselbelastung (5°/55° C, 2000 Zyklen) und Kausimulation (50 N, 50000 Zyklen) unterzogen. Die vor und nach jeder Prüfung erstellten Epoxy Resin Replikas wurden danach der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung bei 200-facher Vergrößerungsstufe zugeführt und mit Hilfe der qualitativen und quantitativen Randanalyse untersucht. Die Unterschiede zwischen den Prüfgruppen in der Varianzanalyse wurden mit dem ANOVA-Verfahren des Multcomp-Pakets für R berechnet. Für die Signifikanzprüfung wurde als Post-hoc-Test der Tukey-Test verwendet. Für die einzelnen Kriterien der Randanalyse wurden Mittelwert und Standardabweichung für schmelzbegrenzte und dentinbegrenzte Kavitätenränder vor und nach den Belastungstests bestimmt.

Das Ziel dieser Untersuchung bestand darin, das marginale Adaptationsverhalten der drei Füllungswerkstoffe nach künstlicher Alterung mit Hilfe möglichst realitätsnaher Belastungstests zu erproben, sowie den Einfluss verschiedener Konditionierungsmethoden auf die Randqualität zu bestimmen.

Es galt zu klären ob Auswirkungen auf die marginale Integrität entstanden sind die auf die Wasserlagerung zurückzuführen sind. Dies ließ sich klar damit beantworten, dass jeder der Werkstoffe zu diesem Zeitpunkt eine Adaptationsrate von über 90 Prozent aufwies. Bei Filtek™ Supreme XTE zeigten die Temperaturwechsellast und die Kausimulation den stärksten Effekt auf die Qualität des Randschlusses. Jedoch lag der Wert auch hierbei nicht unter 90%, was als sehr gutes Ergebnis anzusehen ist. Die Randqualität wurde durch die Verwendung selbstadhäsiver Dentinhaftvermittler ohne vorherige selektive Schmelzätzung zu keinem Zeitpunkt signifikant negativ beeinflusst – es zeigte sich sogar, dass die Vorbehandlung mit Phosphorsäure im Falle der dentinbegrenzten Kavität von Filtek™ Supreme XTE zu einer schlechteren Randadaptation führen konnte.

Die Unterschiede zwischen dem konventionellen Komposit Filtek™ Supreme XTE, dem Bulk-Fill-Material Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative und dem, in dieser Studie, modernsten Nano-Bulk-Fill-Material Filtek™ One Bulk Fill Restorative im Hinblick auf die marginale Adaptation fielen gering aus. Sämtliche getesteten Materialien lieferten gute Daten. Dies gilt sowohl für die Gruppen, bei denen die selektive Schmelzätzung



angewendet wurde, als auch für die Zähne, die mit dem selbststützenden Verfahren untersucht wurden. Aufbauend auf der Beobachtung, dass gleichsam für alle Prüfgruppen eine identische Dentinhaftvermittlung, Applikationstechnik und Randauswertung verwendet wurden, kann resümiert werden, dass die beiden Bulk-Fill-Werkstoffe, Filtek™ One Bulk Fill Restorative und Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative eine geringere Randspaltbildung aufweisen als das konventionelle Komposit Filtek™ Supreme XTE.

Betrachtet man Ergebnisse, die aus den Untersuchungen anderer Kompositmaterialien mit der quantitativen Randanalyse am Rasterelektronenmikroskop entstanden sind, kann man die Schlussfolgerung ziehen:

Wenn Materialien, die als klinisch erfolgreich gelten, wie es zum Beispiel bei Filtek™ Supreme XTE der Fall ist, bei der quantitativen Randanalyse weniger erfolgreich abschneiden, dann besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass neuartigere Materialien, wie Filtek™ One Bulk Fill Restorative, unter klinischen Bedingungen mindestens genauso gut funktionieren, was die Randadaptation betrifft. Die Vorbehandlung mittels selektiver Schmelzätzung spielt dabei eine untergeordnete Rolle und kann vernachlässigt werden. Ebenso kann mit hinreichender Wahrscheinlichkeit behauptet werden, dass die Fülltechnik in 5 mm dicken Bulk-Fill-Inkrementen in der Praxis durchaus erfolgsversprechende Aussichten gibt. Die Versprechen der Hersteller hin zu einfacheren, effizienteren und weniger techniksensitiven Praxisabläufen und Applikationsverfahren, besserer Verschleißbeständigkeit, Haftfestigkeit und Langlebigkeit, erscheinen daher durchaus einhaltbar.

## 8 Anhang

### 8.1 Material Dokumentation

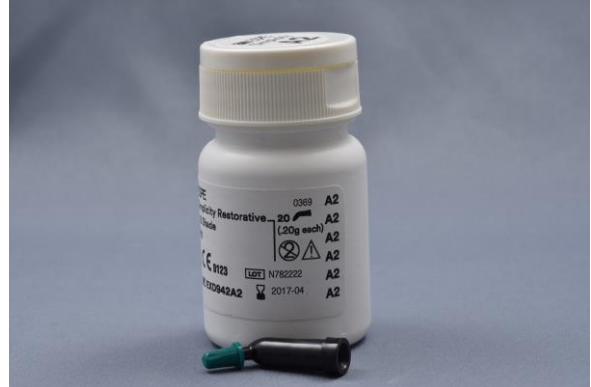
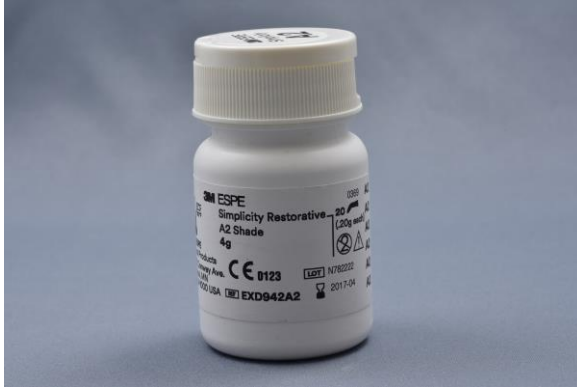


Abbildung 10: Simplicity Restorative, 3M ESPE

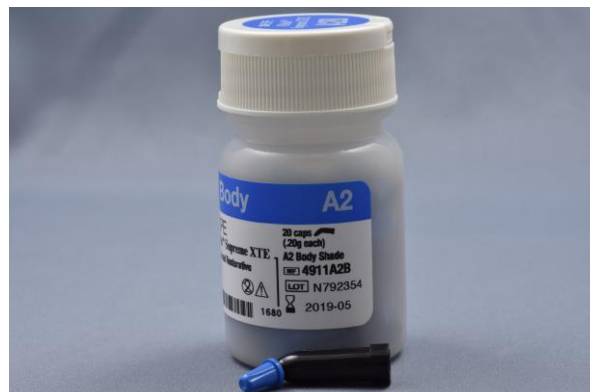


Abbildung 11: Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative, 3M ESPE

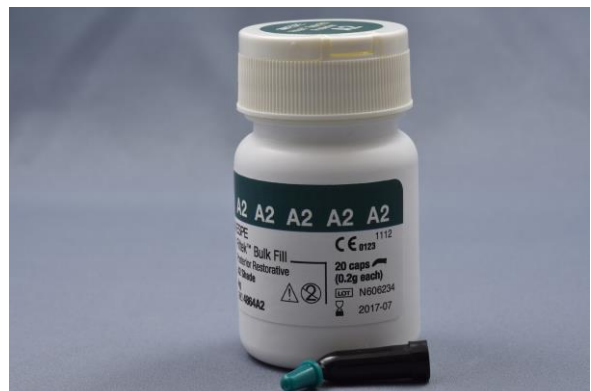
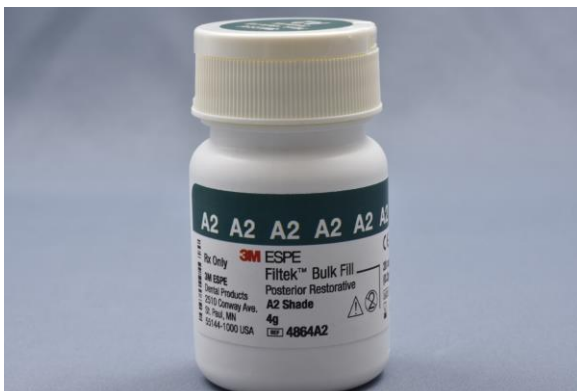


Abbildung 12: Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative, 3M ESPE



Abbildung 13: Scotchbond™ Universal Adhesive, 3M ESPE



Abbildung 14: Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE



Abbildung 15: Elipar DeepCure-L, 3M ESPE

## 8.2 Bilddokumentation der Arbeitsschritte



Abbildung 16: Probenzahn gesäubert distal



Abbildung 17: Probenzahn gesäubert mesial



Abbildung 18: Approximalkasten schmelz- begrenzte Klasse-II-Kavität



Abbildung 19: Approximalkasten dentin- und schmelzbegrenzte Klasse-II-Kavität



Abbildung 20: Selektive Schmelzätzung mit 3M ESPE Scotchbond™ Universal Etchant 32%ig



Abbildung 21: Applikation des Dentin- Haftvermittlers 3M ESPE Scotchbond™ Universal Adhesive mit Microbrushbürstchen

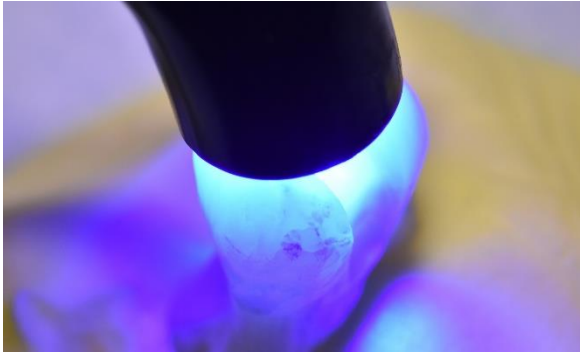


Abbildung 22: Lichthärtung mit mobiler Lampeneinheit 3M ESPE Elipar DeepCure-L



Abbildung 23: Fertig gelegte Füllung dentin- und schmelzbegrenzte Kavität vor Politur



Abbildung 24: Fertig gelegte Füllung schmelz-begrenzte Kavität vor Politur



Abbildung 25: Fertig gelegte Füllung dentin- und schmelzbegrenzte Kavität nach Politur



Abbildung 26: Fertig gelegte Füllung schmelz-begrenzte Kavität nach Politur



Abbildung 27: Poliertrimmer LECO SS-200 mit einer Schleifscheibe mit 200  $\mu$ m Körnung



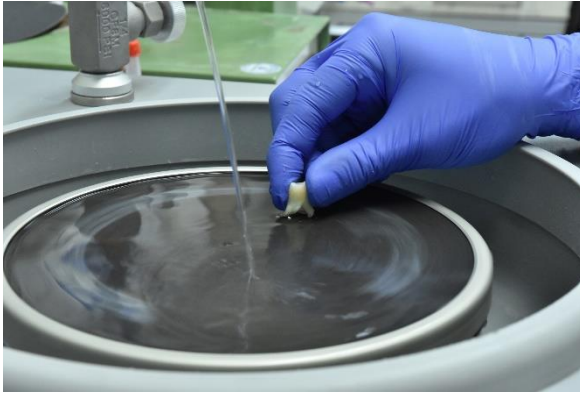


Abbildung 28: Einkürzen der Wurzeln am Poliertrimmer im Nassschliffverfahren

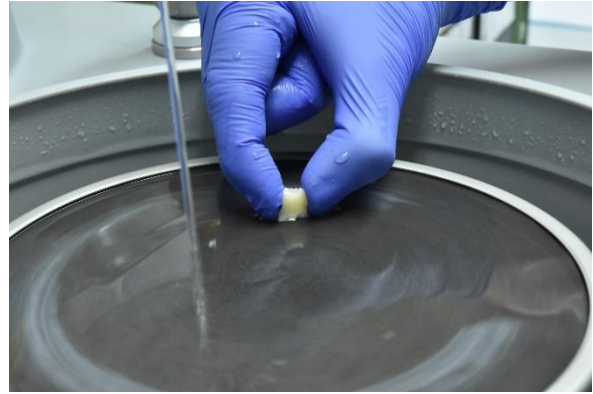


Abbildung 29: Mit Schleifscheiben mit 200 µm Körnung fertig eingekürzter Probenzahn



Abbildung 30: Wasserlagerung der Prüfgruppen bei 37°C im Wärmeschränk Memmert Modell 400 für 24h bzw. 7 Tage



Abbildung 31: Thermocycler Syndicat T300 und 55°C-Heiß- und 5°C-Kaltwasserbecken Thermo Fisher Scientific Typ TCS-30



Abbildung 32: Eintauchen des Schwenkkorbs mit Zahnproben in das 55°C-Wasserbecken



Abbildung 33: Vertikale Ausrichtung eines Probenzahnes mit 3D-gedrucktem Hilfsstativ

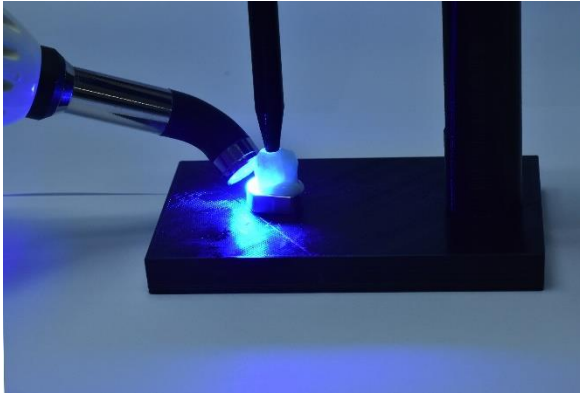


Abbildung 34: Lichtpolymerisation des Befestigungskunststoffes im Probenhalter



Abbildung 35: Vertikal im Probenhalter ausgerichtete und befestigte Zahnprobe



Abbildung 36: Pneumatischer Kausimulator Gemini 1 von Syndicad mit vier Prüfkammern



Abbildung 37: Zahnprobe in einer mit destilliertem Wasser gefüllten Prüfkammer



Abbildung 38: Antagonistischer Kontakt auf dem Zahn während der Belastungsprüfung



Abbildung 39: 3M ESPE Pentamix™ 2 Anmischgerät für das Abformmaterial Aquasil

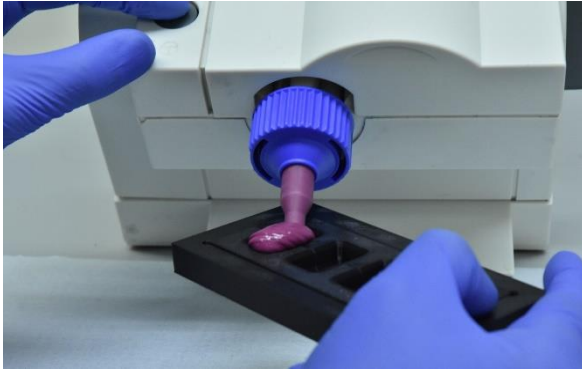


Abbildung 40: Befüllen der 3D-gedruckten Abdruckform mit Aquasil Ultra Monophase

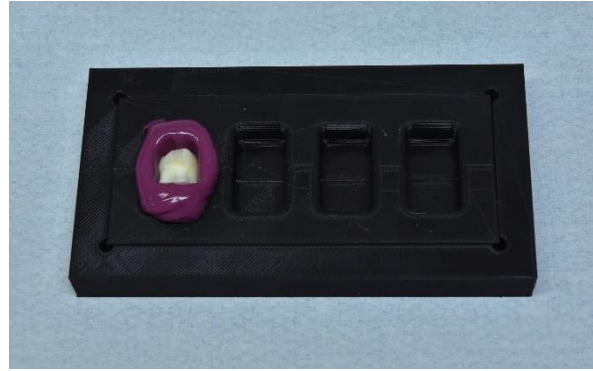


Abbildung 41: Zahn verbleibt bis zur Aushärtung in individualisierten Abdruckform

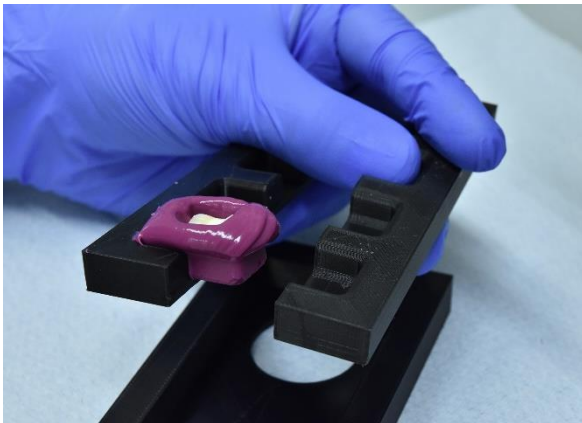


Abbildung 42: Entnahme des ausgehärteten Abdruckes aus individualisierter Abdruckform



Abbildung 43: Epoxidharz-Material Epoxy Resin als EpoFix Kit der Firma Struers

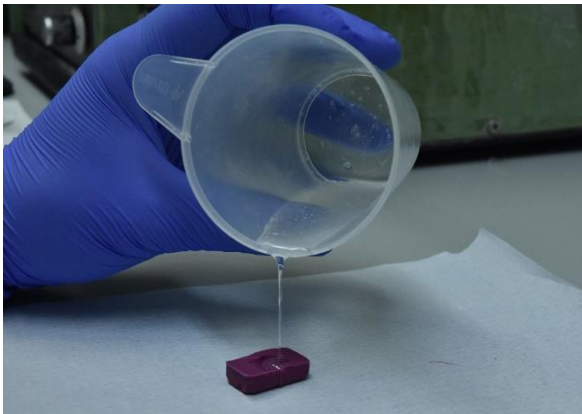


Abbildung 44: Ausgießen des Einzelabdrucks mit Epoxy Resin zur Herstellung des Replikas



Abbildung 45: Im Aquasil-Einzelabdruck fertig ausgehärtetes Replika aus Epoxy Resin



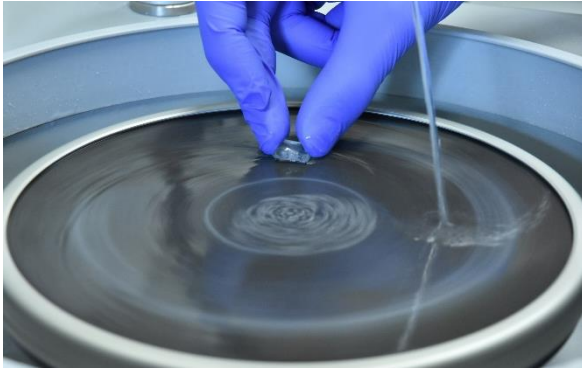


Abbildung 46: Glättung und Politur der Rückseite des Replikas mit 200  $\mu\text{m}$  Körnung



Abbildung 47: Fertig zurechtgeschliffenes und vollständig abgetrocknetes Einzelreplika



Abbildung 48: Mittels leitendem Spectro-Tab am REM-Probenträger befestigtes Replika

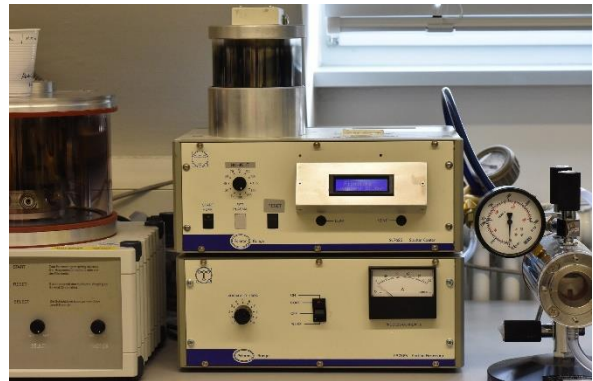


Abbildung 49: Quorum Technologies Polaron Range Vacuum Sputter Coater Gerät SC7620



Abbildung 50: Fertig beschichtetes Replika nach Behandlung im Sputter Coater mit 25 nm starker Gold-Palladium-Beschichtung



Abbildung 51: Rasterelektronenmikroskop Zeiss Gemini® Supra™ 55 VP, Carl-Zeiss AG. Auswertung bei 200facher Vergrößerung

## 9 Literaturverzeichnis

- Alex G. 2008. Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Oral Hlth.* 98(4):20-25.
- Barkmeier W, Gwinnett A, Shaffer S. 1985. Effects of enamel etching time on bond strength and morphology. *JCO.* 19(1):36-38.
- Barkmeier W, Shaffer S, Gwinnett A. 1986. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent.* 11(3):111-116.
- Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. 1987. Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. *JCO.* 21(6):395-398.
- Basaran G, Ozer T, Devecioglu Kama J. 2009. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *Eur J Orthodont.* 31(3):271-275.
- Bastos P, Retief D, Bradley E, Denys F. 1988. Effect of etch duration on the shear bond strength of a microfilm composite resin to enamel. *Am J Dent.* 1(4):151-157.
- Blunck U. 1988. Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in-vitro. *Dtsch Zahnärztl Z.* (43):939-943.
- Blunck U. 1989. Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl. Z.* (44):513-516.
- Blunck U, Haller B. 1999. Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz.* 50(10):1021-1033.
- Boer W. 1998. Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. *Quintessenz.* 49(9):871.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. 2004. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.* 29(6):698-704.
- Bowen R. 1956. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res.* 35(3):360-369.
- Bowen RL. 1962. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. US Patent 3,066,112, 1962
- Bowen RL. 1967. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. Vi. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc.* 74(3):439-445.
- Bowen RL, Rodriguez MS. 1962. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 64:378-387.
- Braden M, Clarke R. 1984. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials: I. Proprietary materials. *Biomaterials.* 5(6):369-372.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL, Salz U. 2005. Faktoren, die zur Stressentwicklung bei der Polymerisationschrumpfung von Kompositkunststoffen beitragen. *Ästhetische Zahnmedizin, Elsevier, Urban&FischerVerlag.* 8(4):25-33.
- Brueckner C, Schneider H, Haak R. 2017. Shear bond strength and tooth-composite interaction with self-adhering flowable composites. *Oper Dent.* 42(1):90-100.
- Buonocore MG. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 34(6):849-853.
- Burke FJ, McCaughey AD. 1995. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent.* 8(2):88-92.
- Burtscher P. 2011. Von geschichteten Inkrementen zur Vier-Millimeter-Bulk-Fill-Technik–Anforderungen an Komposit und Lichthärtung. *DZW.* 39:6-8.

- Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. 2011. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc.* 142(10):1176-1182.
- Can Say E, Yurdagüven H, Özel E, Soyman M. 2014. A randomized five-year clinical study of a two-step self-etch adhesive with or without selective enamel etching. *Dental Mater J.* 33(6):757-763.
- Cattani-Lorente M, Dupuis V, Moya F, Payan J, Meyer J-M. 1999. Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dent Mater.* 15(1):21-32.
- Chen RC, Chan DC, Chan KC. 1988. A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite. *J Prosthet Dent.* 59(3):292-297.
- Cheung GS. 1990. A scanning electron microscopic investigation on the acid-etched cervical margin of class II cavities. *Quintessence Int.* 21(4):299-302.
- Cox CF. 1994. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. *Am J Dent.* 7(5):293-295.
- Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. 2011. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 90(4):402-416.
- Crawford PJ, Whittaker DK, Owen GM. 1987. The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehab.* 14(3):283-289.
- Crim GA, Shay JS. 1987. Effect of etchant time on microleakage. *ASDC J Dent Child.* 54(5):339-340.
- Darbyshire PA, Messer LB, Douglas WH. 1988. Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J Dent Res.* 67(3):585-587.
- Davidson CL, Abdalla AI. 1993. Effect of thermal and mechanical load cycling on the marginal integrity of class II resin composite restorations. *Am J Dent.* 6(1):39-42.
- Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. 1984. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 63(12):1396-1399.
- Dietschi, de S, Neveu R, Holz. 1995. Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations: An in vitro evaluation. *Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985).* 26(10):717-727.
- Dietschi D, Holz J. 1990. Die Qual der Wahl bei Seitenzahnfüllungen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 100:1332-1335.
- Dietschi D, Magne P, Holz J. 1994. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985).* 25(10):659-677.
- Douvitsas G. 1991. Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 65(4):475-479.
- Eakle WS, Ito RK. 1990. Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985).* 21(5):369-374.
- Eichner K. 1981. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung—Werkstoffe unter klinischen Aspekten Bd 2 Heidelberg.* Hüthig Verlag.
- Erickson J, Jensen M. 1986. Effect of pressure cycling on microleakage at the composite restoration margins. *J Dent Res.* 65:825.
- Fabiantelli A, Vichi A, Kugel G, Ferrari M. 2000. Influence of self-etching-priming bonding systems on sealing ability of class II restorations: Leakage sem evaluation. *J Dent Res.* 79:182-182.
- Facher A, Vogel K, Grabher K, Hirt T, Heintze S. 2013. Comparison of flowable composites for bulk filling. *J Dent Res.* 20-23.

- Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW. 1985. Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J Dent Res.* 64(1):78-80.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. 1988. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent.* 59(3):297-300.
- Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. 1990. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res.* 69(1):36-39.
- Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, Davidson CL. 1995. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.* 11(3):186-190.
- Ferracane JL. 1985. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1(1):11-14.
- Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. 2011. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation.* 38(4):295-314.
- Finger WJ. 1988. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent.* 1 Spec No:184-188.
- Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Mortazavi F. 1997. Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations. *Oper Dent.* 22(1):21-29.
- Fröhlich M, Schneider H, Merte K. 1996. Oberflächeninteraktionen von Dentin und Adhäsiv. *Dtsch Zahnärztl Z.* (1996):51.
- Fujimoto JG, Pitris C, Boppart SA, Brezinski ME. 2000. Optical coherence tomography: An emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. *Neoplasia.* 2(1-2):9-25.
- Gängler P, Hoyer I, Krehan F, Niemella S, Weinert W. 1990. Biologic testing and clinical trial of a visible light-curing composite resin restorative material. *Quintessence Int.* 21(10).
- Geurtsen W. 1989. *Klinik der Kompositfüllung.* Hanser.
- Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. 1981. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent.* 46(4):443-449.
- Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ. 1991. Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985).* 22(1):47-49.
- Goracci C, Margvelashvili M, Giovannetti A, Vichi A, Ferrari M. 2013. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Investig.* 17(2):609-617.
- Gottlieb E, Retief D, Jamison H. 1982. An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part i: Tensile bond strength studies. *J Prosthet Dent.* 48(1):48-51.
- Guggenberger R, Cerny B, Thalacker C, Wiggins K, Soares AB. 2012. Postoperative sensitivity with a new universal adhesive. *J Dent Res, Vol 012 IADR/LAR General Session, Iguazu Falls, Abstract Nr 186.*
- Gwinnett A. 1988. Bonding of restorative resins to enamel. *Int Dent J.* 38(2):91-96.
- Gwinnett A. 1992. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent.* 5(2):73-77.
- Haller B. 1994. Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z.* 49:750-759.
- Haller B. 2004. Einsatz von Dentinadhäsiven bei Seitenzahnrestorationen. *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde.* Springer. P. 87-155.
- Haller B, Bischoff H. 1993. Metallfreie restaurationen aus presskeramik: Ein Leitfaden für Praxis und Labor. *Quintessenz Verl.*
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A. 1993. Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z.* 48:100-104.

- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. 2003. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent.* 28(3):307-314.
- Hannig M, Bott B. 2000. Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z.* 55(2):134-138.
- Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. 1999. Self-etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent.* 24(3):172-180.
- Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, de Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, Kaga M, Pashley DH. 2006. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dent Mater.* 22(6):560-568.
- Hellwig E, Klimek J, Achenbach K. 1991. Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z.* (46):270-273.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2007. Einführung in die Zahnerhaltung. Elsevier, Urban&FischerVerlag.
- Hickel R. 1994. Die zervikale Füllung. *Dtsch Zahnärztl Z.*(49):13-19.
- Hickel R. 2012. Neueste Composite-Viele Behauptungen. *BZB.* 49(9):50-53.
- Hickel R, Eberhard H, Kunzelmann K, Petschelt A. 1992. Randspaltbildung bei Adhäsinlays mit und ohne Randanschragung. *Dtsch Zahnärztl Z.* (47):185-188.
- Hickel R, Kunzelmann K, Lambrechts P, Perdigao J, Vanherle G, Van Meerbeek B, Frankenberger R, De Munck J. 2001. Die Adhäsivtechnologie: Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M ESPE. Seefeld, Deutschland.
- Hickel R, Kunzelmann K, Obermeier T. 1994. Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich- Teil I & Teil II. *ZWR.* 103:610-618.
- Hirano S, Hirasawa T. 1990. Water sorption and desorption on experimental composite resins. *Shika Zairyo, Kikai = Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices.* 9(6):878-883.
- Ilie N, Stawarczyk B. 2014. Bulk-Fill-Komposite: Neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite. *ZMK.* 30(3):90-97.
- Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). *Quintessenz.* 39:1243-1253.
- Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. 1998. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques. *ASDC J Dent Child.* 65(2):111-115.
- Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. 2001. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative class II restorations. *ASDC J Dent Child.* 68(3):161-167, 150.
- Jorgensen KD, Matono R, Shimokobe H. 1976. Deformation of cavities and resin fillings in loaded teeth. *Scand J Dent Res.* 84(1):46-50.
- Joseph P, Yadav C, Satheesh K, Rahna R. 2013. Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth, seventh and eighth generation bonding agents: An in vitro study. *Int Res J Pharm.* 4(9):143-147.
- Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, Ferrari M. 2012. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *Am J Dent.* 25(4):239-243.
- Karami Nougourani M, Javadinezhad S, Homayonzadeh M. 2010. Sealant microleakage in saliva-contaminated enamel: Comparison between three adhesive systems. 197-204.
- Kasraei S, Atai M, Khamverdi Z, Nejad SK. 2009. The effect of nanofiller addition to an experimental dentin adhesive on microtensile bond strength to human dentin. *JDT.* 6(2):91-96.
- Kemp-Scholte CM, Davidson C. 1988. Marginal sealing of curing contraction gaps in class v composite resin restorations. *J Dent Res.* 67(5):841-845.

- Kobussen G, Craig B, Halvorson R, Doruff M, Bigham W. 2009. Optical properties of highly aesthetic composite restoratives. *J Dent Res.* 88:1508.
- Koenigsberg S, Fuks A, Grajower R. 1989. The effect of three filling techniques on marginal leakage around class II composite resin restorations in vitro. *Quintessence Int* (Berlin, Germany : 1985). 20(2):117-121.
- Koike T, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S. 1990. Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. *Dent Mater.* 6(3):178-180.
- Koran P, Kurschner R. 1997. Stress reduction in composites due to two-step-polymerization. *J Dent Res.* 76:Abstr. No 2393.
- Krejci I, Kuster M, Lutz F. 1993. Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. *J Dent Res.* 72(2):490-494.
- Krejci I, Lutz F, Oldenburg T. 1986. Perfekt und belastungsresistent adaptierte Seitenzahnkompositfüllungen—eine neue Fülltechnik. *Swiss Dent.* 7:21-28.
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. 1990. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 100:953-960.
- Krejci I, Schüpbach P, Lutz F. 1994. Klinik der Dentinadhäsive—das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und selektives Bonding und Dentinversiegelung. *Der Freie Zahnarzt.* 38(3):34-48.
- Kugel G, Ferrari M. 2000. The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc.* 131 Suppl:20-25.
- Kunzelmann K-H, Hickel R. 2004. Zahnfarbene Restaurationen mit Inserts. *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde.* Springer. p. 379-421.
- Kunzelmann K, Krause F, Hickel R. 1993. Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z.* (48):724-727.
- Kunzelmann KH. 1998. Verschleissanalyse und-quantifizierung von Füllungsmaterialien in-vivo und in-vitro. *Shaker Verlag Aachen.*
- Lawson NC, Robles A, Fu CC, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. 2015. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent.* 43(10):1229-1234.
- Lee Y-K, Lu H, Powers JM. 2005. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater.* 21(11):1068-1074.
- Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigao J. 2015. A new universal simplified adhesive: 36-month randomized double-blind clinical trial. *J Dent.* 43(9):1083-1092.
- Lösche A, Lösche G, Roulet J. 1996. The effect of prolonged water storage on marginal adaptation of class II fillings. *J Dent Res.* 75:394.
- Lösche G, Blunck U. 1988. Die Schmelz-Ätz-Technik. *Zahnärztl Welt.* 97:838-841.
- Lundin SA, Noren JG. 1991. Marginal leakage in occlusally loaded, etched, class-ii composite resin restorations. *Acta Odontol Scand.* 49(4):247-254.
- Lutz E, Krejci I, Oldenburg TR. 1986. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique. *Quintessence Int* (Berlin, Germany : 1985). 17(12):777-784.
- Lutz F. 1985. Optimizing the marginal adaptation of mod composite restorations. *Posterior composite resin dental restorative materials.* St Paul, Minn., 3M Dental Products Div: 405-419.
- Lutz F, Krejci I, Schüpbach P. 1993. Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 103:537-549.
- Lutz F, Phillips R, Roulet J, Imfeld T. 1983. Komposits-Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 93:914-929.
- Magne P, Mahallati R, Bazos P, So WS. 2008. Direct dentin bonding technique sensitivity when using air/suction drying steps. *JERD.* 20(2):130-138; discussion 139-140.

- Makishi P, Pacheco RR, Sadr A, Shimada Y, Sumi Y, Tagami J, Giannini M. 2015. Assessment of self-adhesive resin composites: Nondestructive imaging of resin-dentin interfacial adaptation and shear bond strength. *Microsc Microanal.* 21(6):1523-1529.
- Mandras RS, Retief DH, Russell CM. 1991. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent Mater.* 7(1):63-67.
- Manson-Rahemtulla B, Retief D, Jamison H. 1984. Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent.* 51(4):495-498.
- Mehl A, Hartl S, Kunzelmann K, Hickel R. 1994. Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen. *Dtsch Zahnärztl Z.* (49):815-818.
- Mehl A, Sobota M, Hickel R. 1997. Soft-start polymerization of composites in class v cavities. *Dtsch Zahnärztl Z.* 52(12):824-827.
- Mitra S, Wu D, Holmes B. 2003. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* (134): 1382-1390
- Moszner N, Salz U, Zimmermann J. 2005. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater.* 21(10):895-910.
- Munksgaard EC, Itoh K, Jorgensen KD. 1985. Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo- and load-cycling. *J Dent Res.* 64(2):144-146.
- Nakabayashi N, Pashley DH. 1998. Hybridization of dental hard tissues. The quality of hybridized dentin. Quintessence, Tokyo
- Neiva IF, de Andrada MA, Baratieri LN, Monteiro Junior S, Ritter AV. 1998. An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. *Oper Dent.* 23(6):282-289.
- Nishiyama N, Tay FR, Fujita K, Pashley DH, Ikemura K, Hiraishi N, King NM. 2006. Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer--correlation of 13c nmr and tem findings. *J Dent Res.* 85(5):422-426.
- Oysaed H, Ruyter IE. 1986. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res.* 65(11):1315-1318.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. 2008. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 24(11):1501-1505.
- Pashley DH, Michelich V, Kehl T. 1981. Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent.* 46(5):531-537.
- Pashley DH, Tay FR. 2001. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: Etching effects on unground enamel. *Dent Mater.* 17(5):430-444.
- Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. 2002. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent.* 30(2-3):83-90.
- Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. 2012. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent.* 25(3):153-158.
- Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, Van Meerbeek B. 2013. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater.* 29(2):221-230.
- Preibisch S, Saalfeld S, Tomancak P. 2009. Globally optimal stitching of tiled 3d microscopic image acquisitions. *Bioinformatics.* 25(11):1463-1465.
- Qvist V. 1983. The effect of mastication on marginal adaptation of composite restorations in vivo. *J Dent Res.* 62(8):904-906.
- Raadal M. 1979. Microleakage around preventive composite fillings in loaded teeth. *Scand J Dent Res.* 87(5):390-394.
- Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Jr., Puckett AD. 1995. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent.* 20(6):230-235.
- Rice SL, Bailey WF, Roto M, Wayne SF. 1984. Wear behavior of a composite restorative and various styli in sliding contact. *J Dent Res.* 63(6):932-935.

- Roeters J, de Kloet H, Heintze S. 1992. Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit: Praktische Anwendung der direkten Technik. Quintessenz-Verlag.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. 1998. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 80(3):280-301.
- Roulet J. 1988. Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch Zahnärztl Z.* (43):887-892.
- Roulet J. 1994a. Marginal integrity: Clinical significance. *J Dent.* 22:S9-S12.
- Roulet J. 1994b. Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. *Dtsch Zahnärztl Z.* (49):859-866.
- Roulet J, Jaeger U, Ameye C, Mormann W. 1984. Quantitative sem-analysis of composite inlay margins after fatigue stress. *J Hist Dent.* 63:37-41.
- Roulet J, Reich T, Blunck U, Noack M. 1989. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microscopy.* 3(1):147-158; discussion 158-149.
- Roulet JF. 1987a. Degradation of dental polymers. Karger Verlag.
- Roulet JF. 1987b. A materials scientist's view: Assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* (Berlin, Germany : 1985). 18(8):543-552.
- Rueggeberg FA, Margeson DH. 1990. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res.* 69(10):1652-1658.
- Rumphorst A, Richter I, Bock A, Wieland M, Thalacker C. 2011. Bond strengths obtained by general practitioners with a portable device. *IADR.* p. Abstr 221.
- Ruyter IE. 1988. Composites--characterization of composite filling materials: Reactor response. *Advances in dental research.* SAGE 2(1):122-129; discussion 129-133.
- Schaller H, Götze W, Bertrams U. 1988. Prüfung der Wandständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z.* (43):914-918.
- Scheufele PP. 2000. Einfluß experimenteller Parametervariationen am Kausimulator auf das in-vitro Verschleißverhalten dentaler Komposite. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Schmid O, Krejci I, Lutz F. 1991. Ausarbeitung von adhäsiven zahnfarbenen Inlays aus Komposit und Keramik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 101:177-184.
- Schuckar M, Geurtsen W. 1995. Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. *Dtsch Zahnärztl Z.* (50):164-166.
- Schweitzer D. 2013. Die Haftfestigkeit eines universellen Adhäsives am Dentin im Vergleich und der Einfluss des Applikationsverfahrens. Inaugural-Dissertation, Philipps-Universität Marburg
- Shaffer SE, Barkmeier WW, Kelsey WP, 3rd. 1987. Effects of reduced acid conditioning time on enamel microleakage. *Gen Dent.* 35(4):278-280.
- Shah PK, Stansbury JW, Bowman CN. 2017. Application of an addition-fragmentation-chain transfer monomer in di(meth)acrylate network formation to reduce polymerization shrinkage stress. *Polym Chem.* 8(30):4339-4351.
- Silverstone LM. 1974. Fissure sealants. *Caries Res.* 8(1):2-26.
- Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 9(5):373-387.
- Söderholm K, Schmideder J. 1998. Komposits--mMaterialkunde. In: Thieme, Editor: Schmideder, J: Ästhetische Zahnmedizin Farbatlanten der Zahnmedizin.
- Soetopo, Beech DR, Hardwick JL. 1978. Mechanism of adhesion of polymers to acid-etched enamel. Effect of acid concentration and washing on bond strength. *J Oral Rehab.* 5(1):69-80.
- Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D, Re D, Gagliani M, Tanaka T, Sano H, Sidhu SK. 2006. The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. *J Dent.* 34(3):237-244.



- Staehle HJ. 1999. Minimally invasive restorative treatment. *J Adhes Dent.* 1(3):267-284.
- Stewart GP, Balda BA, Norman RD. 1986. The effects of mechanical loading on marginal integrity of composite restorations. *Dent Mater.* 2(4):151-152.
- Stratmann RG, Donly KJ. 1991. Microleakage of class II silver glass ionomer/composite restorations. *Am J Dent.* 4(2):95-98.
- Swift, Jr., Perdigao, Heymann. 1995. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985).* 26(2):95-110.
- Takahashi MK, Vieira S, Rached RN, de Almeida JB, Aguiar M, de Souza EM. 2008. Fluorescence intensity of resin composites and dental tissues before and after accelerated aging: A comparative study. *Oper Dent.* 33(2):189-195.
- Tauböck TT, Attin T. 2013. Bulk-fill-komposite. Wird die Füllungstherapie einfacher, schneller und erfolgreicher. *BZB (10/2013).*
- Tay FR, Pashley DH. 2003. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc.* 69(11):726-731.
- Thalacker C, Loll H, Krueger DD, Guggenberger R, Wanek E. Performance of an experimental total etch/self etch adhesive. *IADR 2011. San Diego, USA (Abstr 263)*
- Tjan AH, Bergh BH, Lidner C. 1992. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 67(1):62-66.
- Torstenson B, Brannstrom M. 1988. Contraction gap under composite resin restorations: Effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent.* 13(1):24-31.
- van Dijken JW, Horstedt P, Waern R. 1998. Directed polymerization shrinkage versus a horizontal incremental filling technique: Interfacial adaptation in vivo in class II cavities. *Am J Dent.* 11(4):165-172.
- Van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K. 2005. A four-year clinical evaluation of a highly filled hybrid resin composite in posterior cavities. *J Adhes Dent.* 7(4):343-349.
- Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. 1994. Dentinhaftung: Mechanismen und klinische resultate. *Dtsch Zahnärztl Z.* 49:977-984.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. 2003. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.* 28(3):215-235.
- Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. 1998. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 26(1):1-20.
- Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. 2005. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 24(1):1-13.
- Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. 1989. Erfahrungen miet komposit-füllungsmaterialien im seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z.* 44:664-668.
- Veli I, Akin M, Kucukyilmaz E, Uysal T. 2014. Shear bond strength of a self-adhering flowable composite when used for lingual retainer bonding. *J Orofac Orthop.* 75(5):374-383.
- Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. 1996. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 75(3):871-878.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. 1997. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 76(6):1298-1307.
- Walshaw PR, McComb D. 1996. Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence Int (Berlin, Germany : 1985).* 27(9):619-625.
- Watts D, Al-Hindi A. 1998. Soft-start photo-polymerisation effects in resin-composite restoratives. *J Dent Res.* 77:658-658.
- Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. 1992. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 8(3):181-184.

- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. 1993. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 24(9):641-658.
- Yaseen S, Reddy VS. 2009. Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 27(1):33-38.
- Yu XY, Wieczkowski G, Davis EL, Joynt RB. 1990. Scanning electron microscopic study of dentinal surfaces treated with various dentinal bonding agents. *Quintessence Int* (Berlin, Germany : 1985). 21(12):989-998.

## **10 Danksagung**

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann für die hervorragende Betreuung dieser Dissertation.

Besonders möchte ich mich bei Frau Dr. Indra Nyamaa für die umfassende Betreuung und Frau Dr. Dalia Kaisarly für die freundliche Unterstützung bei der Arbeit bedanken.

Beim gesamten Forschungsteam des Werkstoffkundelabors der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie möchte ich mich für die Hilfe während des gesamten Projekts bedanken.

Meinen Arbeitskollegen an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie danke ich für den fortlaufenden Beistand und die Motivation bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Spezieller Dank gilt meiner Familie, die mir dieses Studium und meinen bisherigen beruflichen Werdegang durch großzügige Unterstützung ermöglicht haben und mir immer tatkräftig zur Seite standen.

## 11 Eidesstattliche Versicherung

Nagler, Florian Ludwig

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**„Qualitative und quantitative Randanalyse von Klasse - II - Kavitäten experimenteller Füllungswerkstoffe unter Verwendung der selektiven Schmelzätzung und des selbstätzenden Verfahrens am Rasterelektronenmikroskop: Eine in-vitro Studie“**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher, oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 11.05.2020

Florian Nagler

## **12 Curriculum vitae**

Der Lebenslauf enthält private Daten, die nicht zur Veröffentlichung vorgesehen sind.